Échocardiograhie doppler : considérations techniques, examen normal

B Cormier
E Dadez

Résumé. – *L'échographie bidimensionnelle est la base de l'imagerie non invasive par ultrasons permettant d'obtenir une représentation dynamique du cœur. Le développement de sondes électroniques comprenant de nombreux cristaux a permis d'améliorer la fiabilité et la qualité de l'imagerie. Le but de l'examen est de permettre l'analyse anatomique et fonctionnelle des différentes portions du cœur dans différents plans de coupe complémentaires. Quatre voies d'études principales permettent un examen complet des différentes structures cardiaques : ce sont les coupes parasternale gauche, apicale, sous-costale et suprasternale. Avec les derniers progrès technologiques, il est devenu possible de différencier les signaux réfléchis provenant du flux sanguin de ceux provenant du myocarde, et ainsi d'améliorer la détection des contours endocardiques en temps réel. L'examen doppler est le complément indispensable de l'échographie bidimensionnelle, basée sur les modifications de fréquence d'une onde ultrasonore lorsqu'elle rencontre une cible en mouvement, en l'occurrence les globules rouges. À partir de cette modification de fréquence, l'instrument doppler peut déterminer la direction et la vitesse du flux sanguin à l'intérieur du cœur et des gros vaisseaux. L'échographie doppler a acquis en routine clinique un intérêt majeur, en particulier dans le diagnostic et la quantification des régurgitations valvulaires, ainsi que dans la quantification des gradients de pression transvalvulaire à partir de l'enregistrement des vitesses du flux sanguin. Il a été récemment proposé d'appliquer l'effet doppler à l'analyse du tissu myocardique, permettant ainsi une analyse non seulement qualitative mais également quantitative de la cinétique régionale du ventricule gauche.*
L'échographie transthoracique ne permet pas toujours une qualité d'image suffisante pour une visualisation optimale des différentes structures cardiaques. L'échographie transœsophagienne permet de surmonter ces limites, et également facilite la reconstruction tridimensionnelle à partir de l'acquisition de séries de plans parallèles sur un axe déterminé.

© 2003 Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS. Tous droits réservés.

Mots-clés : *échographie bidimensionnelle, doppler, valvulopathies, ventricule gauche, échographie transœsophagienne.*

Principes d'ultrasonographie

DÉFINITION DES ULTRASONS. BASES ÉLÉMENTAIRES [33]

Les ultrasons produits par les cristaux piézoélectriques des sondes d'échographie sont des vibrations mécaniques dont la fréquence est de l'ordre de quelques mégahertz (MHz). Ces vibrations sont transmises dans les milieux situés à leur contact avec une vitesse dépendant des caractéristiques de ces milieux. En pratique médicale, les vitesses de propagation usuelles sont de l'ordre de 1 450 m/s (graisse), 1 600 m/s (muscle) (à part l'os, où elle est supérieure à 4 000 m/sec).

La résolution du système d'échographie, définie par la possibilité de distinguer deux objets proches l'un de l'autre, augmente avec la fréquence de la sonde. Les plus hautes fréquences utilisées en échocardiographie autorisent une résolution longitudinale de l'ordre de 0,5 mm (fréquence de 5 MHz utilisée en pédiatrie et en échographie transœsophagienne).

À l'inverse, la pénétration des ultrasons, définie comme la possibilité de transmettre une énergie ultrasonore suffisante pour obtenir un signal analysable jusqu'aux zones étudiées, est inversement proportionnelle à la fréquence. Un compromis doit donc être trouvé entre résolution et pénétration. Des fréquences de 2,5 à 3,5 MHz sont le plus fréquemment utilisées chez l'adulte, permettant une résolution longitudinale de l'ordre du millimètre.

PRINCIPES DE L'IMAGERIE PAR ULTRASONS

Un train d'ultrasons, produit par le cristal piézoélectrique d'un transducteur d'échographie, traversant un milieu homogène, se déplace en ligne droite. Au fur et à mesure que les ultrasons se propagent, leur énergie s'atténue en raison d'une absorption par le milieu traversé. Cette absorption est proportionnelle à la fréquence d'émission des ultrasons, et dépend également des caractéristiques du milieu traversé. Lorsque les ultrasons rencontrent une interface séparant deux milieux d'impédances acoustiques différentes, ils subissent les lois de la réfraction et de la réflexion de façon analogue aux lois de l'optique. En pratique, l'impédance acoustique d'un milieu peut être considérée comme une fonction de la densité de ce milieu. La quantité d'énergie ultrasonore réfléchie est directement proportionnelle à la différence d'impédance acoustique (de densité) entre les milieux situés de part et d'autre de l'interface considérée. Les cristaux piézoélectriques des transducteurs produisent des ultrasons lorsqu'ils sont excités par une énergie électrique. À l'inverse, ils produisent une énergie électrique, transformée en signal

Bertrand Cormier : *Praticien hospitalier, médecine-cardiologie.*
Eric Dadez : *Ancien chef de clinique-assistant des hôpitaux de Paris.*
Institut hospitalier Jacques Cartier, avenue du Noyer Lambert, 91300 Massy, France.

Toute référence à cet article doit porter la mention : Cormier B et Dadez E. Échocardiograhie doppler : considérations techniques, examen normal. Encycl Méd Chir (Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, Paris, tous droits réservés), Cardiologie, 11-005-A-10, 2003, 18 p.

analysable, lorsqu'ils sont soumis à une énergie ultrasonore. En connaissant, d'une part la vitesse des ultrasons dans le milieu étudié, et d'autre part le temps séparant l'émission des ultrasons et la réception des ultrasons réfléchis, il est possible de calculer la distance séparant le transducteur de l'interface.

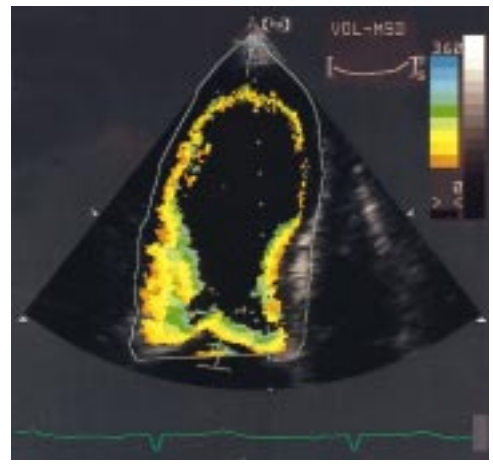
En pratique clinique, le faisceau ultrasonore traverse successivement plusieurs interfaces. Chacune de ces interfaces réfléchit une partie de l'énergie ultrasonore qu'elle reçoit. L'interface suivante ne reçoit donc plus qu'une portion de l'énergie émise, et ainsi de suite. Ce phénomène se produit également lors du retour vers le transducteur des ultrasons réfléchis. Ainsi, l'amplitude des ultrasons réfléchis est réduite par le nombre des interfaces précédentes et par la capacité de réflexion de celles-ci. Une compensation en profondeur, intégrée à l'échographe, corrige en partie la déperdition d'énergie ultrasonore observée pour les structures les plus éloignées du transducteur. Un transducteur échographique fonctionne comme émetteur pendant un cycle très court de l'ordre de la microseconde, et comme récepteur pendant plus de 90 % du temps.

La représentation des échos détectés a évolué depuis les débuts de l'échographie. En mode A initial, l'intensité de l'écho détecté apparaissait en abscisse, et sa profondeur en ordonnée. Cette représentation, outre son caractère abstrait, ne permettait pas de rendre compte de la cinétique des échos observés. Pour cette raison, ont été développés l'échographie en mode B (comme *brightness*) et son dérivé le mode TM (*time-motion*). Dans ces deux modes, l'amplitude des échos est transcrite en intensité suivant une échelle de gris. Cette modification permet une étude de la cinétique des échos en fonction du temps, qui apparaît en abscisse en mode TM.

En échographie bidimensionnelle (BD), le faisceau ultrasonore effectue un balayage en secteur, qui permet la construction d'une image faite de lignes juxtaposées dont l'écartement augmente progressivement au fur et à mesure que le faisceau ultrasonore s'éloigne de l'axe du capteur. Le signal est alors transformé en image vidéo, après avoir subi plusieurs traitements électroniques permettant en particulier le comblement des espaces entre chaque ligne de façon à obtenir une image « lissée » se rapprochant d'une coupe anatomique. La principale technologie actuellement utilisée repose sur l'utilisation de capteurs électroniques (*phased-array*) contenant de nombreux microcristaux juxtaposés, dont la séquence d'activation est gérée par un microprocesseur. Ces capteurs électroniques ont donc l'avantage de n'avoir aucun élément mobile, ce qui leur confère une plus grande fiabilité qu'avec les anciennes sondes à balayage sectoriel par capteurs mécaniques, avec également un filtrage des signaux supérieurs en doppler couleur.

De nouvelles technologies se sont développées ces dernières années. Une des plus importantes est probablement l'imagerie de seconde harmonique. Cette technologie a été initialement développée pour une utilisation dans le cadre de l'échographie de contraste, mais a rapidement montré son intérêt en utilisation de routine. Alors que l'imagerie fondamentale consiste à n'analyser que les échos réfléchis de même fréquence que les ultrasons émis, le développement de sondes à larges bandes passantes capables de recueillir les ultrasons de basse et de haute fréquences a permis l'enregistrement des échos réfléchis de faible énergie acoustique revenant aux multiples de la fréquence émise. Cette technologie, qui permet dans le cadre de l'échographie de contraste de différencier les signaux provenant des tissus de ceux émis par les microbulles, est également capable dans le cadre de l'échographie bidimensionnelle classique d'entraîner une nette amélioration de la définition de l'endocarde, notamment dans les régions dont l'analyse est difficile, principalement représentées par l'apex et la paroi latérale.

La détection automatique des contours permet l'étude de l'endocarde par quantification acoustique sur le signal brut de radiofréquence. L'intérêt de la technique est de permettre une étude en temps réel et de manière continue des variations de surface ou des variations de volume, ainsi que de la fraction d'éjection qui en découle tout au long du cycle cardiaque. Une extension de cette technique est représentée par le *color kinesis (fig 1)*, modalité de quantification de la cinétique pariétale qui permet une estimation en temps réel de la vitesse et de l'amplitude du déplacement de l'endocarde, avec des intervalles de temps de 40 ms tant au cours de la systole que de la diastole. L'analyse des couches successives de couleurs sur une image arrêtée permet une appréciation objective de la cinétique régionale. Le recours à des logiciels spécifiques permet de quantifier l'amplitude du déplacement paroi par paroi, ainsi que l'analyse de la vitesse de déplacement régional.



1 *Coupe apicale du ventricule gauche, étude avec la technique du* color kinesis *: bonne cinétique de la collerette basale (empilement des différentes couleurs du vert à l'orange alors que la pointe akinétique est pauvre en couleur).*

PRINCIPES DU DOPPLER [10, 25, 32, 33]

Équation doppler

En 1842, Christian-Johann Doppler a décrit le phénomène attaché depuis à son nom. Il avait observé que la couleur d'une étoile dépendait de sa vitesse relative par rapport à l'observateur : plus elle s'éloigne rapidement, plus elle apparaît rouge. La fréquence de l'onde lumineuse reçue par l'observateur est inférieure à celle de l'onde émise par l'objet en mouvement lorsque celui-ci s'éloigne de l'observateur ; à l'inverse, elle est plus élevée lorsque l'objet se rapproche de l'observateur. La différence de fréquence (fréquence doppler : Fd) entre la fréquence de l'onde émise (Fe) et la fréquence de l'onde reçue est donnée par l'équation :

$$Fd = 2 \cdot Fe \cdot [V] / C$$

où : V est la vitesse de l'onde émise, et C la vitesse de propagation de l'onde dans le milieu considéré.

L'effet doppler s'applique également aux ultrasons, et permet en pratique cardiovasculaire l'étude des flux sanguins intracardiaques ou intravasculaires. Les globules rouges contenus dans le sang vont être la cible du faisceau ultrasonore, et l'effet doppler s'appliquera à deux reprises : à l'aller du transducteur vers la cible (les globules rouges en mouvement), et au retour (des globules rouges au transducteur). L'équation doppler s'écrira alors :

$$Fd = 2 \cdot Fe \cdot Va$$

où : Fd est la fréquence doppler, Va est la vitesse apparente des globules rouges par rapport au transducteur, Fe est la fréquence d'émission des ultrasons par le transducteur, C est la vitesse de propagation des ultrasons dans le milieu étudié.

La vitesse apparente des globules rouges dépend de l'angle θ entre le faisceau ultrasonore et la trajectoire des globules rouges suivant la formule :

$$Va = Vr \cdot \cos \theta$$

où Vr est la vitesse réelle des globules rouges.

L'équation doppler définitive peut donc s'écrire :

$$Fd = 2 \cdot Fe \cdot Vr \cdot \cos \theta / C$$

En pratique, la dépendance angulaire de l'effet doppler est une source potentielle d'erreurs de mesure. Un alignement proche de 0° ou de 180° entre le faisceau ultrasonore et le flux étudié est donc indispensable à la réalisation de mesures précises. Le cosinus de 0°

étant +1, Fd sera donc positive, indiquant un flux se rapprochant du capteur. À l'inverse, le cosinus de 180° étant -1, Fd sera négative, indiquant un flux s'éloignant du capteur. De nombreux échographes sont munis d'un module de correction angulaire. L'utilisation de cette correction angulaire suppose que l'examinateur ait précisé au préalable l'orientation du flux à étudier. En pratique, la détermination de cette orientation en mode bidimensionnel et même en doppler couleur est souvent illusoire, car ces deux méthodes ne permettent qu'un repérage en deux dimensions, négligeant le développement tridimensionnel des flux intracardiaques. Il est donc recommandé d'utiliser avec prudence cette correction angulaire.

■ *Doppler continu*

Deux familles de doppler sont utilisables en pratique cardiologique. Le doppler continu est historiquement le plus ancien : deux cristaux placés côte à côte émettent et reçoivent de façon continue les ultrasons. Le signal recueilli par le capteur est donc le mélange des signaux générés par les différents flux sanguins présents dans le volume de mesure du capteur ; il n'y a donc pas de discrimination spatiale. Cet inconvénient peut en partie être levé par l'analyse de la forme du signal, la détermination de sa chronologie, par étude simultanée de l'électrocardiogramme et de l'orientation du faisceau ultrasonore par rapport aux structures étudiées (cette orientation peut être facilitée par l'utilisation de doppler continu orientable couplé à la sonde d'imagerie bidimensionnelle et doppler couleur). En revanche, le doppler continu a l'avantage de permettre l'enregistrement des flux de haute vélocité.

■ *Doppler pulsé*

Le doppler pulsé pallie les inconvénients du doppler continu en termes de résolution en profondeur. L'émission des ultrasons est brève et intermittente, et il est ici possible de n'étudier que les échos réfléchis qui surviennent avec un certain délai par rapport à l'émission précédente, qui correspond à la profondeur de la zone que l'on souhaite étudier. L'épaisseur de la zone étudiée est déterminée par la durée de l'impulsion ultrasonore et le temps d'écoute du capteur. Il est ainsi possible de définir la profondeur, la largeur et l'épaisseur du volume de mesure en doppler pulsé (en pratique, une dizaine de millimètres de large sur quelques millimètres d'épaisseur).

La répétition du cycle d'émission-réception permet d'obtenir une information sur les vitesses dans le volume de mesure en fonction du temps. La fréquence de répétition diminue avec la profondeur du volume de mesure (augmentation du délai entre émission et réception). En doppler pulsé, l'échantillonnage périodique d'un signal, lui-même périodique, est à l'origine des limites de la méthode : la fréquence maximale mesurable (Fmax) (ou fréquence de Nyquist, du nom du physicien qui l'a décrite) est liée à la fréquence de répétition (Fr) suivant la relation :

$$Fmax = Fr / 2$$

Plus le volume de mesure est profond, plus la fréquence de répétition est faible et plus la limite de Nyquist est basse. Au-delà de cette limite de Nyquist, se produit une ambiguïté d'interprétation des vitesses (appelée également *aliasing* en anglais).

■ *Doppler couleur*

Le doppler couleur est une application particulière du doppler pulsé, où plusieurs faisceaux ultrasonores adjacents sont utilisés simultanément avec, sur chacun d'eux, plusieurs volumes de mesure. Ce système permet une cartographie des flux sanguins avec les limites qui restent celles du doppler pulsé (limite de Nyquist). Après filtrage des signaux doppler, ceux-ci sont décomposés suivant le principe des séries de Fourier en un spectre de vitesse pour chaque volume de mesure. Ce spectre de vitesse représente grossièrement l'importance respective de chacune des vitesses observées dans le volume de mesure. L'analyse de ces spectres de vitesse permet de déterminer la direction du flux, sa vitesse moyenne ainsi que son degré d'organisation (existence de turbulences). Le signal est ensuite codé et transféré sur le système vidéo de l'échographe, où par convention il apparaît suivant une gamme de rouge lorsque le flux se rapproche du capteur, et suivant une gamme de bleu lorsqu'il s'en éloigne. L'existence de turbulences (zone caractérisée par une grande variation spectrale des vitesses observées, variance élevée) peut être signalée par un codage de couleur particulière, en général vert. Lorsque l'on étudie en doppler couleur les flux de vélocité élevée, la limite de Nyquist du système peut être franchie à plusieurs reprises, aboutissant à un codage erroné quant à la direction du flux étudié. Ces multiples erreurs de codage juxtaposées font apparaître les flux de haute vélocité sous la forme d'une mosaïque de jaune et de bleu, et éventuellement de vert lorsque la variance est activée.

■ *Doppler tissulaire*

Cette modalité d'application du doppler, relativement ancienne, a connu récemment un regain d'intérêt. Parmi les différentes modalités d'applications, le doppler vitesse est la technique dont le développement et les applications ont été les plus importants, en particulier dans deux domaines :

– l'étude des pressions de remplissage gauche, en particulier par l'analyse du profil de vitesse de l'anneau mitral tout au long du cycle cardiaque ;

– l'étude des vitesses intrapariétales, à la fois dans les plans longitudinal et radiaire.

Physiologiquement, les vitesses sont plus élevées au niveau de la paroi postérieure comparativement à la paroi antérieure avec un gradient qui augmente de la pointe vers la base, et au sein d'une même paroi, il existe un gradient positif du sous-épicarde vers le sous-endocarde. L'utilisation du mode TM couleur permet une analyse temporelle précise des vitesses pariétales, et la quantification des gradients de vitesse intramyocardique.

PRINCIPES D'HYDRODYNAMIQUE ADAPTÉS À L'ÉCHOCARDIOGRAPHIE DOPPLER [33, 35]

Dans un conduit circulaire, un flux peut être laminaire, transitionnel ou turbulent. Deux types de forces agissent sur les particules contenues dans ce flux : les forces inertielles et les forces visqueuses. Le rapport de ces deux forces est un nombre sans dimension appelé nombre de Reynolds (Re) :

$$Re = \text{forces inertielles} / \text{forces visqueuses} = \rho V d / \mu$$

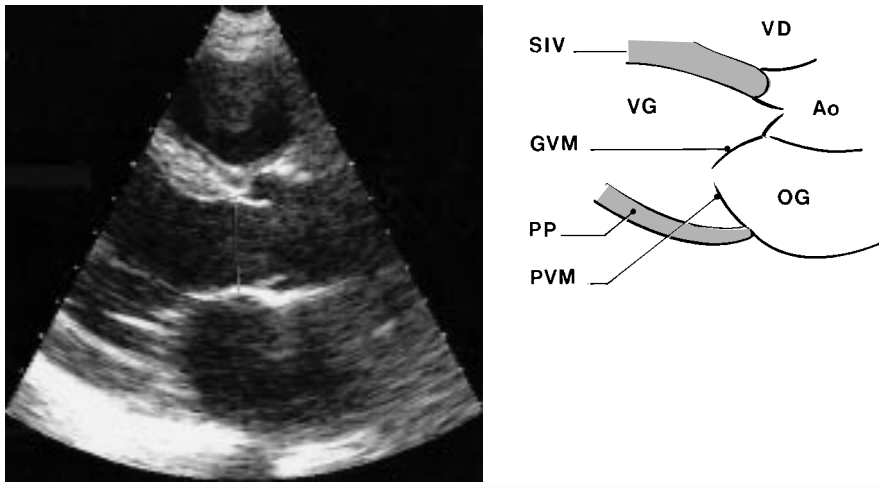
où : ρ est la densité du fluide, V est la vitesse moyenne du flux, d est le diamètre du conduit et μ est la viscosité du fluide).

■ *Laminarité. Turbulence. Viscosité*

Dans des conditions d'écoulement stationnaire, dans un tube linéaire rigide et long, un flux est dit laminaire pour un nombre de Reynolds < 1 000. Pour des valeurs supérieures à 2 000, le flux est considéré comme turbulent. En pratique cardiologique, dans des conditions de flux pulsatile, on appelle « laminaire » un écoulement dans lequel les filets liquidiens ont une vitesse proche et une direction grossièrement parallèle, et « turbulent » un écoulement caractérisé par une dispersion importante des filets liquidiens. Quand un liquide s'écoule d'une cavité dans un tube de section relativement faible, la friction du liquide contre la paroi entraîne un ralentissement progressif des couches liquidiennes périphériques, dans une zone appelée « segment d'entrée ». À partir d'une certaine distance, le profil des vitesses des différentes couches liquidiennes se stabilise, prenant une forme parabolique en cas d'écoulement laminaire dans un tube droit. L'écoulement est alors considéré comme « développé ». Les pertes d'énergie liées aux résistances visqueuses se traduisent par une chute de pression obéissant à la loi de Poiseuille :

$$\Delta P = 8 \cdot v \cdot L / R^2$$

où : ΔP est le gradient de pression, v est la vitesse moyenne de déplacement du liquide, μ est sa viscosité, R et L sont respectivement



2 *Coupe parasternale grand axe des cavités gauches. VD : ventricule droit ; SIV : septum interventriculaire ; Ao : aorte ; VG : ventricule gauche ; GVM : grande valve mitrale ; PVM : petite valve mitrale ; OG : oreillette gauche ; PP : paroi postérieure ventricule gauche.*

le rayon et la longueur de tube. En pratique cardiologique, les résistances visqueuses n'interviennent pas, compte tenu de la taille des valves.

■ *Calcul des débits*

Le débit instantané Q(t) dans un vaisseau est égal au produit de la section instantanée de ce vaisseau S par la vitesse de l'écoulement considérée au sein de cette section soit :

$$Q(t) = S \cdot V(t)$$

où Q(t) est exprimé en mL/s, S en cm^2 et V(t) en cm/s. Si l'écoulement est stationnaire, le débit pendant un certain temps T est égal au produit du débit instantané Q(t) par le temps considéré. Au niveau cardiaque, lorsque la vitesse de l'écoulement est indépendante du site de mesure, le profil de vitesse est dit plat, et le débit instantané pourra être calculé de la même façon que dans un vaisseau. En pratique, un tel profil de vitesse est rencontré au niveau de l'orifice d'entrée d'un vaisseau (orifice aortique ou pulmonaire) ou d'une cavité (orifice mitral), ce qui conduit donc à choisir les orifices valvulaires comme sites de mesure du débit cardiaque. Le calcul du débit est simple en cas d'orifice fixe et circulaire, car la surface de section est à égale à $\pi d^2 / 4$, d étant le diamètre de la section étudiée. Le volume d'éjection systolique est alors égal au produit de la surface de section par l'intégrale de la courbe de vitesse en fonction du temps (ITV) obtenue par planimétrie, soit :

$$VES = ITV \cdot \pi d^2 / 4$$

Cette condition est rencontrée au niveau des orifices aortique et pulmonaire, et le débit cardiaque est alors obtenu en multipliant le volume d'éjection systolique par la fréquence cardiaque. En revanche, la surface de l'orifice mitral en diastole n'est pas constante, comme le montrent les enregistrements en mode TM. Il est donc nécessaire, lorsque l'on calcule le débit cardiaque au niveau de l'orifice mitral, d'intégrer tout au long de la diastole les débits instantanés.

■ *Principe de continuité*

En fonction du principe de continuité, le débit cardiaque est considéré comme constant quel que soit le site considéré (orifices valvulaires, tronc de l'artère pulmonaire ou aorte ascendante, voies d'éjection ventriculaire…). Ce principe de continuité trouve des applications pour la mesure des sténoses valvulaires, l'évaluation des régurgitations valvulaires, et le calcul des rapports de débit.

■ *Calcul des gradients de pression : équation de Bernouilli*

L'énergie véhiculée par une colonne sanguine est la somme de la pression et de l'énergie cinétique liée à la vitesse. Lorsque la colonne sanguine traverse une sténose orificielle, il se produit une accélération des filets liquidiens proportionnelle à l'importance de la sténose, en fonction du principe de continuité. Cette accélération correspond à une conversion de la pression en énergie cinétique. En fonction de l'équation de Bernouilli, le gradient de pression de part et d'autre de l'orifice peut être exprimé de la façon suivante :

$$P1 - P2 = 1/2\ \rho\ (V_2^2 - V_1^2) + \rho \int^2_1 [dv/dt]ds + R(v)$$

où : P1 est la pression d'amont, P2 est la pression dans l'orifice, V_1 est la vitesse d'amont, V_2 est la vitesse dans l'orifice, ρ est la masse volumique du sang, dv/dt est l'accélération de la colonne sanguine, ds est la longueur des segments élémentaires constituant la sténose, et R(v) est la perte due aux frictions à l'intérieur de l'orifice sténosé.

Dans la plupart des situations cliniques rencontrées en pathologie cardiovasculaire, R(v) peut être négligée ; l'étude des flux au pic de la systole ou de la diastole annule le module d'accélération, et l'équation peut donc s'écrire :

$$(P1 - P2)\ max = 1/2\ \rho\ (V_2^2 - V_1^2)\ max$$

où, si P est exprimé en mmHg et v en m/s et $\rho = 1{,}07\ g/cm^3$:

$$(P1 - P2)\ max = 4(V_2^2 - V_1^2)max$$

V_2 étant très supérieure à V_1 cette dernière peut être négligée :

$$(P1 - P2)\ max = \Delta P\ pic = 4V_2^2\ max = 4\ (V_2\ max)^2$$

Les mêmes simplifications s'appliquent pour les vélocités et pressions moyennes au cours de la systole ou de la diastole :

$$\Delta P = 4V_2^2$$

Cette équation est souvent appelée équation de Bernouilli simplifiée.

Échocardiographie normale

ÉCHOCARDIOGRAPHIE BIDIMENSIONNELLE. COUPES STANDARDS [12, 28, 33]

Un certain nombre de coupes bidimensionnelles sont standardisées, de façon à permettre une reproductibilité de l'examen échographique d'un patient à l'autre, d'un examinateur à un autre, ou encore chez un même patient lors d'examens itératifs. La définition de ces coupes standards aide au suivi des patients, à la communication des données échographiques, et aussi à l'apprentissage de la technique. Ces coupes standards sont désignées par la position du capteur (fenêtre échographique), l'orientation du plan de coupe et les structures étudiées. La plupart des capteurs échographiques possèdent un repère d'orientation de la coupe. Le plus souvent, ce repère correspond à la droite de l'image sur le moniteur vidéo. C'est la convention qui sera utilisée dans ce chapitre.

■ *Coupes parasternales grand axe*

Coupe parasternale grand axe des cavités gauches *(fig 2)*

Cette coupe, importante, permet d'étudier les principales structures du cœur gauche. Le capteur est positionné au troisième, quatrième

ou cinquième espace intercostal gauche à proximité immédiate du sternum. L'axe du faisceau est dirigé en arrière du patient, et le plan de coupe orienté suivant une ligne allant de l'épaule droite du patient à son flanc gauche ; le repère du capteur est dirigé vers l'épaule droite du patient. Dans cette coupe grand axe, le ventricule gauche doit apparaître perpendiculaire au faisceau ultrasonore. Par convention, dans cette coupe, l'aorte et l'oreillette gauche apparaissent à droite, et le ventricule à gauche de l'image. Les principales structures visualisées sont donc le ventricule gauche (portion antérobasale du septum interventriculaire musculaire, septum interventriculaire membraneux, paroi inférieure et cavité ventriculaire gauche dont les dimensions suivant son petit axe sont mesurables), l'oreillette gauche dont on peut mesurer les dimensions antéropostérieure et craniocaudale, la valve aortique (dimension de l'anneau, aspect et amplitude d'ouverture des sigmoïdes aortiques), la racine aortique (aspect et dimensions au niveau des sinus de Valsalva et de l'aorte ascendante proximale), l'aorte descendante (souvent visible suivant une coupe oblique en arrière de l'oreillette gauche), la valve mitrale (aspect et cinétique des feuillets antérieur et postérieur), le péricarde postérieur.

Coupe parasternale grand axe de la voie d'admission du ventricule droit

Le capteur est placé au troisième ou quatrième espace intercostal gauche, le plus à distance possible du sternum. Le faisceau ultrasonore est dirigé en arrière du sternum légèrement vers le bas. Par rapport à la coupe précédente, le capteur est tourné de 15° à 30° dans le sens horaire (repère du capteur dirigé vers la région médioclaviculaire droite). Dans cette coupe, le ventricule droit apparaît en avant et à gauche de l'image, la valve tricuspide apparaît au centre (feuillets antérieur et postérieur), et l'oreillette droite se situe en arrière et à droite.

Coupe parasternale grand axe de la voie d'éjection ventriculaire droite

Le capteur est placé au troisième ou quatrième espace intercostal. Le faisceau ultrasonore est dirigé vers l'épaule droite. Le plan de coupe est orienté suivant une ligne allant de l'épaule gauche au flanc droit (repère du capteur dirigé vers l'épaule gauche). Cette coupe est centrée par l'aorte vue suivant son petit axe. En avant, apparaît la voie d'éjection ventriculaire droite. À gauche, les feuillets tricuspidiens septal et antérieur séparent le ventricule droit de l'oreillette droite en arrière. À droite de l'image sont alignés l'infundibulum ventriculaire droit, la valve pulmonaire et le tronc de l'artère pulmonaire jusqu'à sa bifurcation. À partir de cette incidence, une légère angulation supérieure et rotation horaire du capteur permet de dégager de façon plus complète le tronc de l'artère pulmonaire et la partie proximale de ses deux branches.

Coupe parasternale grand axe de l'apex ventriculaire gauche

Cette coupe est obtenue en plaçant le capteur sur, ou légèrement au-dessus du choc de pointe, et en orientant le plan de coupe suivant le grand axe du ventricule gauche, faisceau ultrasonore dirigé en arrière.

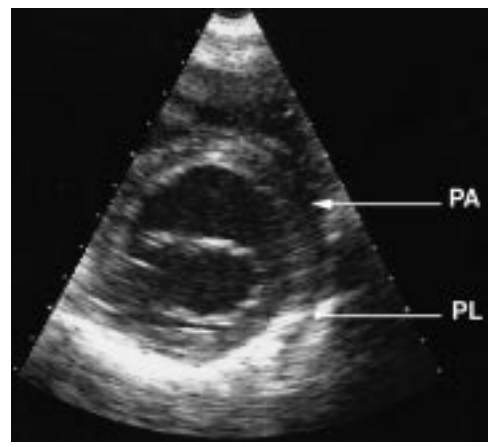
■ *Coupe parasternale petit axe*

Elle est généralement obtenue en tournant le capteur de 90° par rapport à la coupe grand axe.

Coupe parasternale petit axe passant par la base du cœur

La position du capteur et l'orientation du faisceau ultrasonore sont les mêmes que pour la coupe parasternale grand axe du ventricule gauche. Le plan de coupe est obtenu en tournant le capteur de 90° par rapport à cette dernière (repère du capteur dirigé vers l'épaule gauche). Une discrète angulation vers le haut et la droite est parfois nécessaire. Sur cette coupe, l'aorte (au niveau des sigmoïdes) apparaît au centre de l'image, avec à gauche l'oreillette droite séparée en avant de la voie d'éjection ventriculaire par la valve tricuspide (feuillets antérieur et surtout septal). En avant et à droite de l'aorte, la partie proximale du tronc de l'artère pulmonaire fait suite au ventricule droit, séparé de celui-ci par les sigmoïdes pulmonaires. L'oreillette gauche, située en arrière de l'aorte sur cette coupe, peut être mesurée suivant ses axes antéropostérieur et transverse. L'auricule gauche apparaît latéralement, sous forme d'une expansion triangulaire située en avant du tronc de l'artère pulmonaire *(fig 3)*.

3 *Coupe parasternale petit axe passant par la base du cœur. OG : oreillette gauche ; Ao : aorte ; AUR G : auricule gauche.*



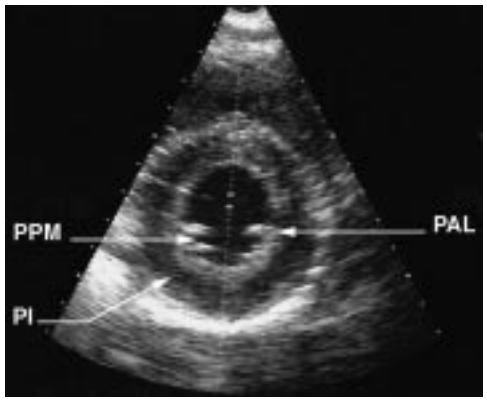
4 *Coupe parasternale petit axe au niveau de la valve mitrale. PA : paroi antérieure ventricule gauche ; PL : paroi latérale ventricule gauche.*

Coupe parasternale petit axe au niveau mitral *(fig 4)*

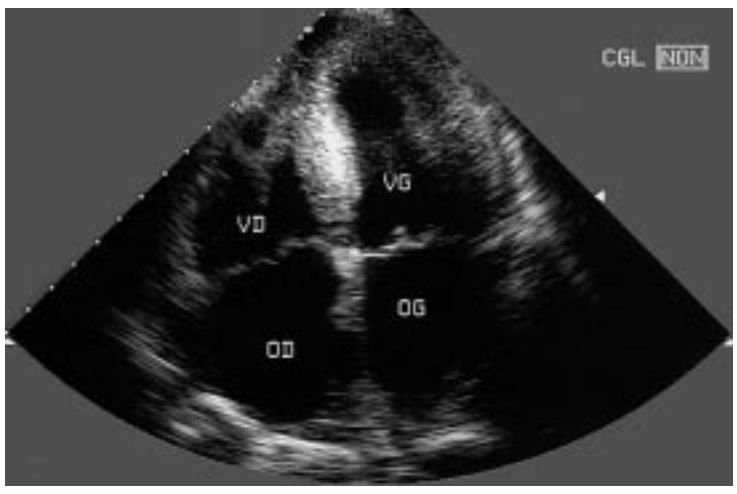
Le capteur est placé au bord externe du sternum au troisième, quatrième ou cinquième espace intercostal gauche. Le faisceau ultrasonore est dirigé en arrière, et éventuellement légèrement à gauche. Le plan de coupe est orienté suivant une rotation horaire de 90° par rapport au grand axe du ventricule gauche. Sur cette coupe, le ventricule gauche apparaît circulaire, séparé en avant du ventricule droit par le septum interventriculaire. La valve mitrale est située au centre de la cavité ventriculaire gauche (feuillet antérieur en avant, feuillet postérieur en arrière, commissure postérieure ou postéromédiale à gauche et commissure antérieure ou externe à droite). Cette coupe est donc particulièrement utile à l'analyse de la valve mitrale (cinétique et aspect des feuillets, commissures, planimétrie de l'orifice en cas de sténose valvulaire).

Coupe parasternale petit axe du ventricule gauche *(fig 5)*

La position du capteur et l'orientation du plan de coupe sont les mêmes que pour la coupe parasternale petit axe au niveau mitral. La direction du faisceau ultrasonore est en revanche modérément déplacée vers l'apex ventriculaire gauche. Sur cette coupe, le ventricule gauche est situé au centre de l'image, il apparaît circulaire, séparé en avant du ventricule droit par le septum interventriculaire. Le pilier postéromédian est visible dans la cavité ventriculaire gauche à la jonction paroi postérieure-septum, et le pilier antérolatéral à la jonction paroi postérieure-paroi latérale. Cette coupe est particulièrement utile à l'analyse de la contractilité segmentaire et des dimensions du ventricule gauche, ainsi qu'à l'aspect et la fonction des piliers mitraux.



5 *Coupe parasternale petit axe du ventricule gauche. PI : paroi inférieure ventricule gauche ; PPM : pilier postéromédian ; PAL : pilier antérolatéral.*



6 *Coupe apicale des quatre cavités. VD : ventricule droit ; VG : ventricule gauche ; OD : oreillette droite ; OG : oreillette gauche.*

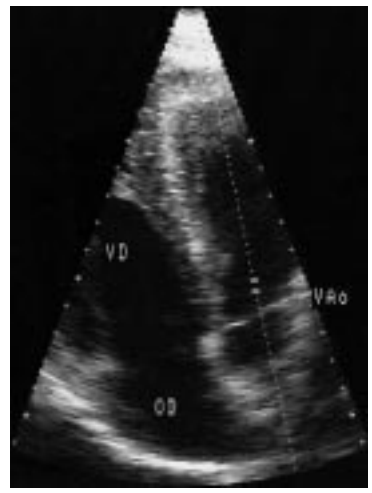
Coupe parasternale petit axe de l'apex ventriculaire gauche.

Cette coupe est perpendiculaire à la coupe parasternale grand axe de l'apex. Tout comme celle-ci, elle a pour but l'étude de la cinétique apicale et la recherche d'un éventuel thrombus apical.

■ *Coupe apicale*

Coupe apicale des quatre cavités *(fig 6)*

Le capteur est placé sur l'apex du ventricule gauche (repéré par la palpation ou, lorsque le choc de pointe est étalé, en déplaçant progressivement le capteur vers le bas et la gauche à partir de l'incidence parasternale petit axe de l'apex jusqu'à effacement complet de la cavité ventriculaire gauche), le faisceau ultrasonore est dirigé vers la base du cœur (région médioclaviculaire droite). Le plan de coupe est ensuite orienté de façon à dégager les quatre cavités et les deux valves auriculoventriculaires dans leur plus grand diamètre, sans que la voie d'éjection ventriculaire gauche apparaisse (repère du capteur dirigé vers la gauche du patient). Dans cette incidence, le ventricule gauche apparaît en avant et à droite de l'image, séparé en arrière de l'oreillette gauche par la valve mitrale dont les deux feuillets sont visibles (feuillet antérieur médian et feuillet postérieur à droite). Le ventricule gauche est séparé à gauche du ventricule droit par le septum interventriculaire musculaire visible sur tout son segment médian. À droite de l'image, le ventricule gauche est délimité par sa paroi latérale haute, et en avant par l'apex (la proximité relative de ce dernier avec le capteur rend souvent ses contours endocardiques difficiles à délimiter). Par rapport à la ligne médiane (septum interventriculaire en continuité en arrière avec le septum interauriculaire), le ventricule droit et l'oreillette droite sont placés symétriquement à leurs homologues gauches. Ils sont séparés par la valve tricuspide, visible sur cette incidence au niveau de ses feuillets septal et antérieur. La position relative des deux valves auriculoventriculaires est bien analysée



7 *Coupe apicale des cinq cavités. OD : oreillette droite ; VD : ventricule doit ; VAo : valve aortique.*

dans cette incidence : l'insertion antérieure de la tricuspide par rapport à la mitrale témoigne du caractère anatomiquement droit de la cavité ventriculaire qui lui fait suite, ce qui s'avère particulièrement utile pour l'étude des concordances atrioventriculaires. Les nombreux renseignements fournis par l'incidence apicale des quatre cavités font de celle-ci une des plus importantes des coupes bidimensionnelles standards plus particulièrement pour :

– l'analyse de la cinétique ventriculaire gauche ;

– les mesures de la cavité ventriculaire gauche (diamètres, surfaces et par extension volumes) ;

– la recherche de thrombus intracavitaire (intraventriculaire gauche en particulier) ;

– l'appréciation semi-quantitative de la taille des cavités droites et de la cinétique ventriculaire droite ;

– l'analyse de l'oreillette gauche ;

– l'analyse des deux valves auriculoventriculaires.

Coupe apicale des cinq cavités *(fig 7)*

Cette incidence est obtenue à partir de la précédente en orientant légèrement le faisceau ultrasonore vers l'avant, ce qui fait apparaître la voie d'éjection ventriculaire gauche et l'aorte proximale (cinquième cavité). Les oreillettes et les ventricules sont disposés comme dans l'incidence des quatre cavités. La cinquième cavité est située entre les deux oreillettes. La voie d'éjection ventriculaire gauche est délimitée en avant et au milieu par le segment basal du septum interventriculaire, et en arrière et à droite par la base du feuillet antérieur mitral et la jonction mitroaortique. Elle est séparée en arrière de l'aorte initiale par les sigmoïdes aortiques. La région sous-aortique est particulièrement bien dégagée dans cette incidence.

Coupe apicale des deux cavités

Cette incidence est obtenue à partir de l'incidence des quatre cavités par un léger déplacement vers la gauche du capteur, positionnant l'axe du faisceau ultrasonore suivant le grand axe du ventricule gauche, et par une rotation antihoraire de 90° du capteur (repère dirigé vers le haut) de façon à ne faire apparaître que l'oreillette et le ventricule gauches séparés par la valve mitrale. L'intérêt essentiel de cette incidence est d'être orthogonale à l'incidence des quatre cavités, et de fournir ainsi des données utiles à une analyse biplane de la cavité ventriculaire gauche.

Coupe apicale grand axe du ventricule gauche

La position du capteur et la direction du faisceau ultrasonore sont similaires à l'incidence précédente. L'orientation du plan de coupe est obtenue par une rotation antihoraire d'environ 30° faisant passer celui-ci par les plans médians de la valve mitrale et de la voie

d'éjection aortique. Sur cette incidence, le ventricule gauche apparaît suivant son grand axe en avant et à gauche de l'image délimitée en avant par l'apex, à gauche par la paroi inférieure et à droite par le segment antérieur du septum interventriculaire. L'oreillette gauche située en arrière du ventricule gauche est séparée de celui-ci par la valve mitrale. La voie d'éjection et la valve aortique prolongent en arrière et à gauche la cavité ventriculaire gauche. Cette incidence est avant tout utile en l'absence de fenêtre parasternale, et remplace alors l'incidence parasternale grand axe du ventricule gauche. Elle permet également un positionnement adéquat, pour l'étude doppler des flux sous-aortiques et transvalvulaires aortiques. Une variante de cette incidence, obtenue en déplaçant le capteur d'un espace intercostal vers le haut et légèrement en dedans et en angulant le plan de coupe légèrement vers le haut, permet de dégager l'appareil sous-valvulaire mitral.

■ *Coupe sous-costale*

Coupe sous-costale quatre cavités

Dans cette incidence, le capteur est placé sous la xyphoïde (patient en décubitus dorsal, jambes fléchies, paroi abdominale relâchée), le faisceau ultrasonore est dirigé vers l'épaule gauche du patient. Le plan de coupe est ensuite orienté de façon à être perpendiculaire au grand axe du ventricule gauche (repère du capteur conventionnellement dirigé vers la gauche du patient). La coupe est ensuite affinée par angulation antéropostérieure, de façon à faire apparaître le diamètre transversal maximal des deux oreillettes et du ventricule gauche. Dans cette incidence, les cavités droites séparées par la valve tricuspide apparaissent en avant (oreillette droite à gauche et ventricule droit à droite), l'abouchement de la veine cave inférieure à l'oreillette droite est souvent visible en avant et à gauche de celle-ci. L'oreillette gauche est séparée en arrière de l'oreillette droite par le septum interauriculaire.

Le ventricule gauche est séparé en arrière du ventricule droit par le septum interventriculaire, il est délimité en arrière par sa paroi latérale. Cette incidence s'avère donc utile à l'analyse de la cinétique des deux ventricules, de l'intégrité du septum interauriculaire et interventriculaire, des connexions auriculoventriculaires et du péricarde.

Coupe sous-costale grand axe de la voie d'éjection ventriculaire droite (appelée parfois sous-costale petit axe)

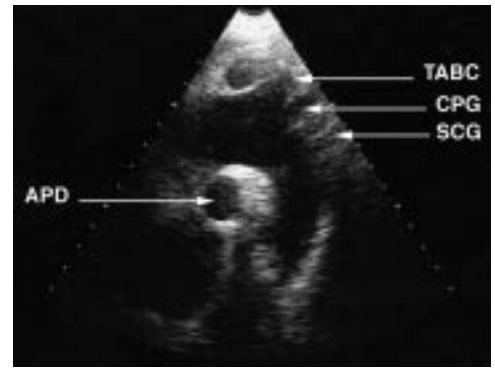
Le capteur est placé sous la xyphoïde. Le faisceau ultrasonore est orienté vers la clavicule gauche. Le plan de coupe est obtenu par une rotation antihoraire d'environ 90° par rapport à l'incidence précédente.

Dans cette incidence, le ventricule droit est situé en avant et se poursuit sur la droite de l'image par la voie d'éjection ventriculaire droite, la valve pulmonaire et le tronc de l'artère pulmonaire jusqu'à sa bifurcation. L'ensemble de la voie d'éjection ventriculaire droite est donc parallèle au plan de coupe. L'aorte occupe le centre de l'image, cette incidence est donc particulièrement dédiée à l'étude de la voie d'éjection ventriculaire droite, et est également utile aux mesures doppler à ce niveau.

Fenêtre sous-costale. Divers

À partir des deux incidences standards précédentes, de multiples incidences peuvent également être obtenues (petit axe du ventricule gauche, centrées sur le massif auriculaire avec étude du septum interauriculaire haut et de la veine cave supérieure, dégageant l'aorte ascendante, etc). La fenêtre sous-costale offre donc une alternative intéressante chez l'adulte en l'absence de fenêtre parasternale ou apicale (emphysème, période postopératoire, etc). C'est également la fenêtre élective chez les nouveau-nés, nourrissons et petits enfants, en raison de l'excellente visibilité qu'elle offre, ainsi que par sa meilleure tolérance à ces âges.

Enfin, un certain nombre de structures vasculaires extracardiaques peuvent également être étudiées par voie sous-costale : veine cave inférieure, veines sus-hépatiques, aorte abdominale.



8 *Incidence suprasternale grand axe de la crosse de l'aorte. TABC : tronc artériel brachiocéphalique ; CPG : carotide primitive gauche ; SCG : artère sous-clavière gauche ; APD : artère pulmonaire droite.*

■ *Incidences suprasternales*

Incidence suprasternale grand axe de la crosse de l'aorte *(fig 8)*

Le patient est placé en décubitus dorsal, la tête inclinée en arrière (billot sous la nuque) et tournée légèrement sur le côté, de façon à relâcher au maximum les muscles sterno-cléido-mastoïdiens au niveau du creux suprasternal. Le capteur est placé dans le creux suprasternal. Le faisceau ultrasonore est dirigé vers le bas et légèrement en arrière. Le plan de coupe est ensuite orienté sur une bissectrice entre les plans frontal et sagittal du patient (repère du capteur dirigé en arrière et à gauche). Sur cette incidence, l'ensemble de la crosse aortique est dégagé, avec l'aorte ascendante distale à gauche de l'image, l'aorte horizontale et les troncs supra-aortiques qui en naissent en avant et l'aorte descendante proximale à droite de l'image. L'artère pulmonaire droite, vue suivant un plan de coupe oblique, apparaît au centre de l'image et l'oreillette gauche en arrière.

Cette incidence est donc indispensable à l'étude de l'aorte thoracique.

Incidence suprasternale petit axe de la crosse de l'aorte

Elle est obtenue par une rotation antihoraire de 90° par rapport à la précédente. Dans cette incidence, l'aorte horizontale, vue suivant un plan de coupe transverse, apparaît en avant. La veine cave supérieure, vue suivant son grand axe, est à gauche de l'image. L'artère pulmonaire droite, vue suivant son grand axe (parfois jusqu'à sa bifurcation), siège en arrière de l'aorte. L'oreillette gauche est la structure la plus postérieure ; elle est vue suivant un plan de coupe transverse postérieur et l'abouchement des veines pulmonaires est parfois visible.

MODE TM [21, 28]

■ *Principes de l'enregistrement en mode TM*

Les échographes modernes permettent de guider l'échantillon TM par rapport à l'image bidimensionnelle, limitant ainsi les erreurs de mesure dues à un positionnement incorrect du capteur ou à l'obliquité de la ligne de mesure TM par rapport à la structure étudiée. Le mode TM reste d'un apport indispensable à l'examen échocardiographique, grâce à sa représentation graphique permettant une excellente analyse des événements en fonction du temps et de l'électrocardiogramme. L'examen TM permet l'analyse du ventricule gauche, de l'aorte initiale, des valves aortique et mitrale, plus accessoirement des valves tricuspide et pulmonaire. Les mesures du ventricule droit sont en revanche moins reproductibles. La plupart des enregistrements TM sont obtenus à partir des fenêtres parasternales gauches, guidées par les incidences parasternales gauches grand axe ou petit axe. La position du capteur doit cependant être optimisée de façon à placer le faisceau TM perpendiculairement aux structures à étudier. Quand la voie

Tableau I. – Mesures en mode* time motion *(TM). Valeurs normales chez l'adulte. (D'après Feigenbaum, in Feigenbaum H. Echocardiography (4th ed). Lea and Febiger, Philadelphia, 1986 ; 622 p).

Diamètre télédiastolique du ventricule gauche (mm)	37-56 moyenne 47
Épaisseur de la paroi postérieure en diastole (mm)	6-11 moyenne 9
Épaisseur du septum en diastole (mm)	6-11 moyenne 9
Diamètre antéropostérieur de l'oreillette gauche (mm)	19-40 moyenne 29
Diamètre de la racine aortique (mm)	20-37 moyenne 27
Amplitude d'ouverture des sigmoïdes aortiques (mm)	15-26 moyenne 19

Ces valeurs n'ont pas été mesurées suivant les critères de l'American Society of Echocardiography : la télédiastole est située au sommet de l'onde R de l'électrocardiogramme et la plupart des mesures faites du bord de fuite au bord d'attaque suivant.

parasternale gauche n'est pas utilisable, les mesures TM peuvent être obtenues par voie sous-costale, en gardant le principe de la perpendicularité du faisceau TM par rapport à la structure à étudier. Les mesures effectuées par cette voie sont cependant moins reproductibles que par voie parasternale, et les diamètres ventriculaires gauches ont tendance à être sous-estimés. Les principales valeurs normales d'intérêt pratique sont fournies dans le tableau I.

■ *Mitrale* *(fig 9)*

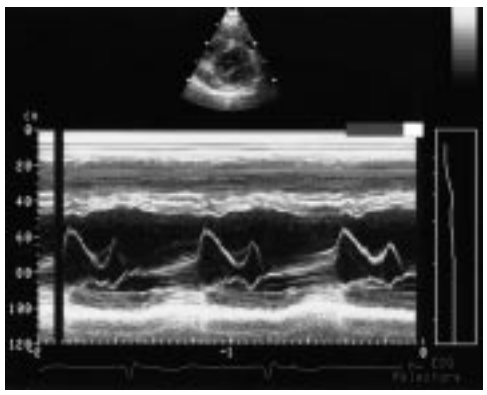
L'aspect TM normal du feuillet antérieur de la mitrale est celui d'un M, alors que le feuillet postérieur a un mouvement symétrique en W de plus faible amplitude. Plusieurs points sont proposés comme repères. Le point A correspond à l'excursion maximale suivant la contraction auriculaire, le point C à la coaptation des feuillets en début de systole, le point D à la séparation des deux feuillets, le point E à l'expansion maximale lors du remplissage passif, et le point F correspond à la fin du remplissage rapide. Plusieurs mesures peuvent être faites à partir d'un enregistrement TM mitral : amplitude d'excursion maximale D-E, vitesse de fermeture ou pente E-F. Ces indices ont moins d'intérêt depuis le développement des modes bidimensionnel et doppler.

■ *Aorte, valve aortique, oreillette gauche* *(fig 10)*

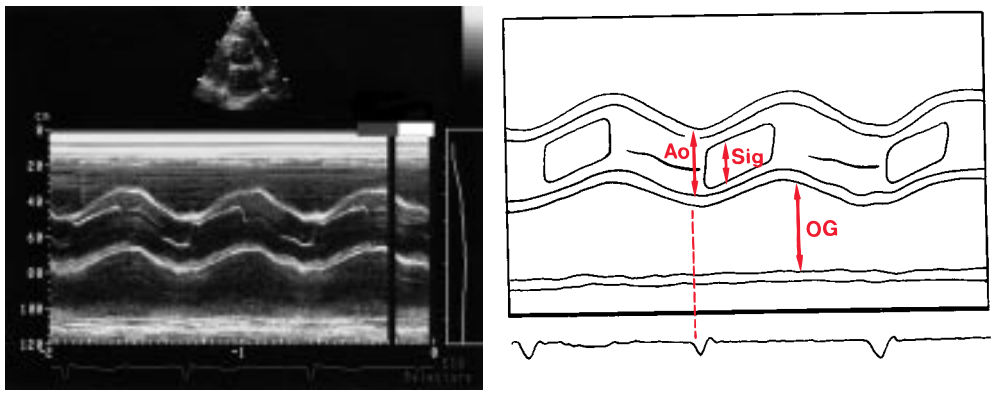
Les deux sigmoïdes enregistrées par voie parasternale sont la sigmoïde antérodroite en avant, et la sigmoïde non coronaire en arrière. L'aspect normal est un écho linéaire médian en diastole et rectangulaire pendant l'éjection ventriculaire gauche. Le remplissage et la vidange auriculaire gauche rendent compte des mouvements du bord postérieur de l'aorte et du bord antérieur de l'oreillette gauche (apparaissant en mode TM sous la forme d'un seul écho dense). Pendant la systole ventriculaire, l'oreillette gauche se remplit, entraînant un mouvement antérieur de sa paroi antérieure. Au début de la diastole, l'oreillette gauche se vide, avec un mouvement postérieur rapide suivi d'une phase sans mouvement significatif, puis d'un nouveau mouvement postérieur lors de la contraction auriculaire. La paroi postérieure de l'oreillette gauche subit des mouvements inverses d'amplitude beaucoup plus faible. Lorsque les sigmoïdes aortiques sont enregistrées, les échos générés par la paroi aortique proviennent des sinus de Valsalva. Le diamètre aortique est mesuré du bord d'attaque de la paroi antérieure au bord d'attaque de la paroi postérieure en fin de diastole. Le diamètre de l'oreillette gauche est mesuré en fin de systole repérée par le déplacement antérieur maximal de l'aorte (de façon à tenir compte de son expansion maximale), et également entre le bord de fuite de sa paroi antérieure et le bord d'attaque de la paroi postérieure. L'enregistrement des sigmoïdes aortiques permet la mesure de leur amplitude d'ouverture maximale (en début d'éjection) et également de la période de prééjection (du début de l'onde Q au début de l'ouverture aortique), ainsi que du temps d'éjection ventriculaire gauche (de l'ouverture à la fermeture des sigmoïdes). Le rapport de ces deux dernières valeurs fournit un indice de performance ventriculaire gauche.

■ *Valves tricuspide et pulmonaire*

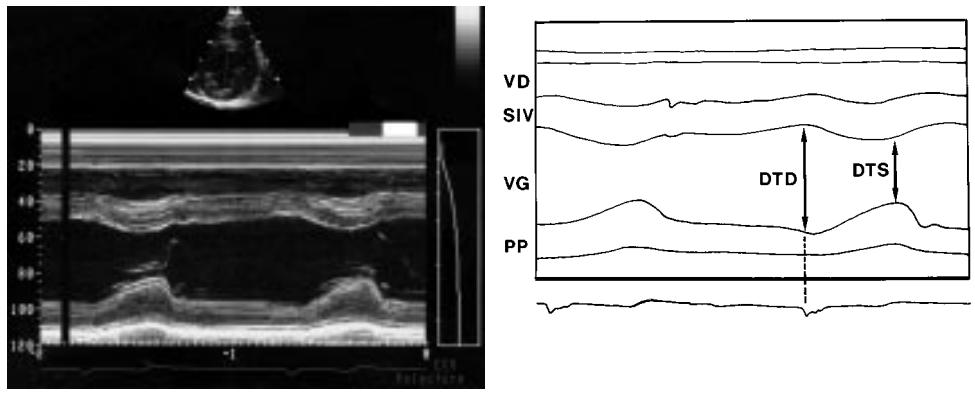
À partir de l'incidence parasternale grand axe ventriculaire droite, les mouvements du feuillet antérieur (plus rarement postérieur) de la valve tricuspide peuvent être enregistrés en mode TM. L'aspect est proche de celui de la valve mitrale, avec cependant une fermeture légèrement retardée (en moyenne 40 ms après la mitrale). À partir des fenêtres parasternales, la valve pulmonaire peut être enregistrée en mode TM. Le faisceau ultrasonore n'étant pas



9 *Enregistrement en mode TM de valve mitrale. VD : ventricule droit ; SIV : ceptum interauriculaire ; GVM : grande valve mitrale ; PVM : petite valve mitrale ; PP : paroi postérieure.*



10 *Aorte, valve aortique, oreillette gauche. Ao : aorte ; Sig : sigmoïde ; OG : oreillette gauche.*



11 *Ventricule gauche. VD : ventricule droit ; SIV : système interventriculaire ; VG : ventricule gauche ; PP : paroi postérieure ; DTD : diamètre télédiastolique ; DTS : diamètre télésystolique.*

perpendiculaire au plan valvulaire, le plus souvent seule la sigmoïde postérieure est enregistrée. Celle-ci se déplace en arrière en début de systole, jusqu'à son amplitude d'ouverture maximale (point C) ; elle reste ouverte jusqu'au point D puis se ferme brutalement (point E). Pendant la diastole, la sigmoïde postérieure se déplace vers l'arrière jusqu'au point F, celui-ci étant suivi d'une onde A dirigée vers l'avant correspondant à la transmission de la contraction auriculaire. Différentes mesures peuvent être obtenues à partir de cet enregistrement : amplitude de l'onde A, pente E-F, période de prééjection ventriculaire droite et durée d'éjection ventriculaire droite.

■ *Ventricule gauche* [6, 22, 31] *(fig 11)*

Le mode TM a un intérêt majeur dans l'étude des diamètres télédiastolique et télésystolique de l'épaisseur pariétale, et de l'appréciation de la fonction systolique du ventriculaire gauche. Un enregistrement TM fiable et reproductible est obtenu à partir de l'incidence ventriculaire gauche grand axe, en plaçant le faisceau TM perpendiculairement au septum interventriculaire et à l'extrémité des feuillets mitraux. Idéalement, le faisceau TM doit également être parfaitement médian, ce qui est au mieux obtenu à partir de l'incidence parasternale gauche ventriculaire gauche petit axe. L'enregistrement de trois à cinq cycles est recommandé pour diminuer l'influence des variations respiratoires sur les dimensions du VG. Le premier écho mobile faisant suite aux échos pariétaux correspond à la paroi antérieure du ventricule droit qui se déplace en arrière pendant la systole. Il lui fait suite un espace vide d'écho correspondant à la cavité ventriculaire droite, puis le septum interventriculaire délimité en avant par un écho dense, linéaire, correspondant à l'endocarde du ventricule droit et en arrière par un autre écho dense, correspondant à l'endocarde ventriculaire gauche. La contraction du septum survient en moyenne 90 ms après le début du QRS, et entraîne un épaississement de celui-ci et un mouvement postérieur plus marqué pour l'écho endocardique ventriculaire gauche que pour l'écho endocardique ventriculaire droit. Lors de la relaxation, l'écho septal se déplace rapidement vers l'avant, puis plus lentement lors du remplissage passif.

La contraction auriculaire se traduit par un nouveau mouvement antérieur bref. En arrière du septum se trouve un espace vide d'écho correspondant à la cavité ventriculaire gauche, délimitée en arrière par l'endocarde de la paroi postérieure du ventricule gauche. La contraction de la paroi postérieure est retardée en moyenne de 70 ms par rapport à la contraction septale, l'amplitude maximale du déplacement antérieur de la paroi postérieure est donc décalée par rapport à l'excursion postérieure maximale du septum. La paroi postérieure est délimitée en arrière par un écho très dense correspondant à l'interface épicarde-péricarde. Une adaptation du réglage des gains permet parfois d'individualiser à ce niveau épicarde et péricarde postérieur. L'interprétation adéquate des tracés suppose une bonne connaissance des différents pièges ou particularités anatomiques. Il peut s'agir d'une coupe oblique à partir d'un espace intercostal trop bas, d'un cordage tricuspidien accolé au bord antérieur du septum, et pouvant en imposer pour une hypertrophie septale, d'une désaxation ventriculoaortique en particulier chez le sujet âgé. Il peut aussi s'agir d'un cordage ou du chef musculaire d'un pilier mitral gênant la définition de l'endocarde ventriculaire gauche postérieur. Un certain nombre de conventions sont appliquées pour la réalisation de ces mesures ; selon l'American Society of Echocardiography (ASE), l'épaisseur septale est mesurée du bord de fuite de l'endocarde ventriculaire droit au bord de fuite de l'endocarde ventriculaire gauche, l'épaisseur de la paroi postérieure est mesurée du bord d'attaque de l'endocarde au bord d'attaque de l'épicarde. Les diamètres ventriculaires gauches sont mesurés du bord d'attaque de l'endocarde ventriculaire gauche septal au bord d'attaque de l'endocarde postérieur. Selon la convention de Penn, l'épaisseur du trait correspondant à l'endocarde est incluse dans la mesure des diamètres ventriculaires gauches, mais non dans la mesure des épaisseurs pariétales.

La chronologie des mesures est également importante. Selon l'ASE, la télédiastole se situe au début du QRS. Dans la convention de Penn, la télédiastole est située au sommet de l'onde R. La télésystole est située au maximum de l'excursion septale (la mesure du diamètre ventriculaire gauche étant effectuée entre ce point et l'endocarde postérieur gauche simultanément).

Cette définition de la télésystole ne s'applique que si l'activation septale est normale ; lorsque ce n'est pas le cas, on prend en compte l'excursion maximale de la paroi postérieure. Les mesures les plus utiles sont : l'épaisseur septale en télédiastole (ES), l'épaisseur de la paroi postérieure en télédiastole (EPP), le diamètre ventriculaire gauche en télédiastole (DTDVG), le diamètre ventriculaire gauche en télésystole (DTSVG).

De ces différentes mesures directes, on peut obtenir un certain nombre d'indices :

– la fraction de raccourcissement du ventricule gauche FR définie par le rapport :

$$FR = DTDVG - DTSVG / DTDVG$$

La normale est de $0{,}36 \pm 0{,}08$;

– les volumes ventriculaires gauches : la formule la plus utilisée est celle de Teicholz ($V = 7D^3/2, 4 + D$) qui suppose que la cavité ventriculaire gauche est ellipsoïde et que le plus grand axe est le double du petit axe (D = diamètre transversal du ventricule gauche exprimé en centimètres).

Ces formules sont inadaptées en cas de modification de la géométrie ventriculaire gauche et de trouble de cinétique segmentaire.

Le calcul des volumes en échographie bidimensionnelle permet de surmonter ces difficultés. La méthode de calcul la plus utilisée se fait à partir des coupes apicales quatre et deux cavités, en procédant à un découpage semi-automatique du ventricule en tranches ou en disques d'épaisseur égale dont le plan est perpendiculaire à l'axe base/pointe (méthode équivalente à l'intégration de Simpson utilisée en angiographie biplane). La principale limite de cette méthode concerne les difficultés de détermination de l'endocarde chez les patients peu échogènes. Le développement récent de l'imagerie de seconde harmonique a permis dans une large mesure de surmonter ces problèmes [15]. De l'évaluation des volumes peut être déduit le calcul de la fraction d'éjection :

$$FE = VD - VS / VD$$

La normale est supérieure à 60 %. La mesure de la fraction d'éjection est utilisée en routine pour apprécier la fonction systolique du ventricule gauche. Dans le cadre de l'insuffisance cardiaque, on admet que la fonction systolique est conservée quand la fraction d'éjection est supérieure ou égale à 50 %, permettant ainsi de différencier les insuffisances cardiaques à fonction systolique altérée des insuffisances cardiaques dites diastoliques ;

– la masse ventriculaire gauche obtenue en multipliant la différence entre le volume du ventricule gauche (paroi et cavité) et le volume de la cavité ventriculaire gauche par la masse volumique du muscle cardiaque.
La mesure de la masse ventriculaire gauche (MVG) est le plus souvent effectuée suivant la convention de Penn à l'aide de la formule proposée par Devereux [7] :

$$MVG = 1{,}04\,[(DTDVG + ES + EPP)^3 - DTD^3] - 13{,}6$$

(MVG en grammes et mesures en centimètres). Dans cette formule, DTD, ES et EPP représentent respectivement les diamètres du ventricule gauche, du septum interventriculaire et de la paroi postérieure en centimètres en télédiastole. La mesure se fait en mode TM avec une vitesse de défilement de 100 mm/s, en prenant les mesures au sommet de l'onde R et en incluant uniquement l'endocarde de la cavité ventriculaire gauche (l'endocarde des parois étant exclu). Cette formule a été validée pour des ventricules gauches de forme elliptique et de cinétique homogène. Les valeurs-seuils classiquement retenues pour le diagnostic d'hypertrophie ventriculaire gauche (HVG) sont de 130 g/m^2 chez l'homme et de 100 g/m^2 chez la femme. Parallèlement à la masse, l'étude de la géométrie ventriculaire gauche a des implications pronostiques, notamment chez le patient hypertendu : « différents modèles » de géométrie ventriculaire gauche ont pu être individualisés à partir de l'épaisseur relative des parois obtenue en rapportant l'épaisseur pariétale au rayon de la cavité ventriculaire : la géométrie normale, le remodelage concentrique, l'hypertrophie pariétale excentrique et l'hypertrophie pariétale concentrique [14] ;

– la contrainte pariétale télésystolique (CPTS) : elle désigne la force qui s'oppose au raccourcissement des fibres myocardiques. Elle peut être approchée par application de l'équation de Laplace à partir de la formule :

$$CPTS = 0{,}334 \cdot PVG \cdot DTS/PPs\,(1 + PPs/DTS)$$

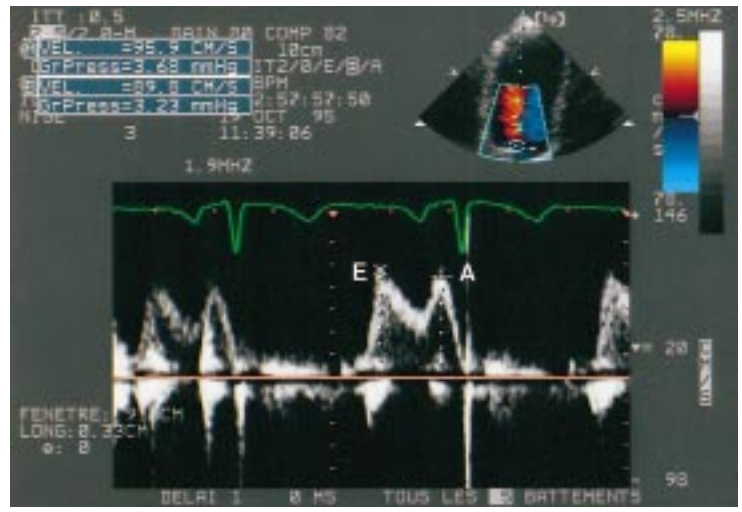
où PPs est l'épaisseur de la paroi postérieure en télésystole (mm) ; PVG est la pression systolique du ventricule gauche (assimilable à la pression artérielle systolique au brassard en appliquant la correction : PVG = 0,89 PAS + 8,1 en l'absence de fuite mitrale).
La normale est de 64 ± 22,10^3 (dyn/cm^2).

■ *Ventricule droit*

L'examen échographique du ventricule droit (VD) se heurte à plusieurs difficultés, les principales étant représentées par sa taille et sa position dans le thorax, et surtout par sa géométrie particulière en forme de prisme déformé. Une des particularités du ventricule droit est sa grande sensibilité aux conditions de charge, ce qui explique les difficultés d'étude en pratique quotidienne. Les principales coupes permettant une étude des cavités droites sont les coupes parasternales grand et petit axe, et la coupe sous-costale. Les valeurs dites normales sont beaucoup plus dispersées que pour le ventricule gauche, à titre indicatif, le diamètre diastolique est inférieur à 30 mm et l'épaisseur de la paroi antérieure de l'ordre de 3 mm. En routine, l'appréciation de la taille du ventricule droit est qualitative et comparative à celle du ventricule gauche, le rapport normal étant d'environ 1/3.

EXAMEN DOPPLER STANDARD [11, 13, 16, 27, 32, 34]

Tout comme l'examen bidimensionnel, celui-ci doit obéir à une démarche systématique. Plusieurs fenêtres acoustiques sont utilisables pour l'examen doppler (la voie apicale est celle qui apporte le plus de renseignements). Il faut cependant garder à l'esprit que l'imagerie par ultrasons et le doppler diffèrent dans leur principe, et par conséquent l'incidence donnant la meilleure



12 *Flux mitral (doppler pulsé).*

imagerie d'une structure n'est pas toujours celle qui fournit la meilleure analyse doppler des flux physiologiques ou pathologiques au niveau de cette structure. Pour l'imagerie, comme cela a été évoqué au chapitre concernant les principes physiques, l'amplitude des échos spéculaires qui obéissent aux lois de la réflection et de la réfraction et vont générer l'image, sera maximale lorsque le faisceau ultrasonore sera perpendiculaire à la structure (interface) à étudier. Au contraire en doppler, le faisceau ultrasonore doit être aligné parallèlement au flux à étudier, de façon à rendre négligeable le facteur Cos θ dans l'équation doppler et permettre l'enregistrement des vélocités maximales à ce niveau.

Enfin, comme l'imagerie, la qualité de l'enregistrement doppler dépend de l'échogénicité du patient. Sur les appareils actuels, le doppler pulsé et le doppler couleur sont intégrés à la sonde d'imagerie. Pour le doppler pulsé, plusieurs contrôles sont possibles : l'orientation du faisceau doppler est donnée par une ligne sur l'ensemble du secteur d'imagerie bidimensionnelle. Un réglage en profondeur permet de positionner le volume d'échantillonnage. L'utilisation du doppler continu peut se faire à partir d'une sonde couplée à l'imagerie ou « à l'aveugle », guidée par la morphologie et la vélocité du signal obtenu, l'intensité et la pureté du signal sonore recueilli par l'orientation du faisceau ultrasonore et par la chronologie par rapport à l'électrocardiogramme.

Ce dernier type de sondes reste très utile, en raison d'une part de leur petite taille leur conférant une excellente maniabilité, et d'autre part par la meilleure qualité de l'enveloppe spectrale.

Plusieurs réglages de l'enregistrement doppler peuvent être effectués à partir de l'échographe, et notamment le réglage des gains (ceux-ci doivent être ajustés de façon à obtenir la totalité du signal tout en éliminant les artefacts : bruit de fond, effet de miroir…), ainsi que celui des filtres de paroi (il s'agit de filtres passe-haut (entre 200 et 1 200 Hz) permettant d'éliminer les échos de basse fréquence générés par les parois). Ces filtres doivent être réglés d'autant plus bas que le flux étudié est de faible vélocité.

■ *Fenêtres doppler*

Fenêtre apicale

Cette fenêtre est probablement la plus utile à l'examen doppler cardiaque. Elle permet un bon alignement du faisceau ultrasonore par rapport aux flux physiologiques mitraux, aortiques et tricuspides, et ce avec le minimum d'interposition de structures pouvant altérer ou atténuer le signal doppler.

- *Valve mitrale (fig 12)*

En l'absence d'imagerie couplée au doppler, le capteur doppler est positionné sur le choc de pointe et orienté vers la clavicule droite du patient. Le signal doppler est ensuite optimisé par de légers

mouvements d'angulation et de rotation, jusqu'à obtenir un flux mitral typique en forme de M. Avec l'aide d'une imagerie couplée au doppler, l'incidence de départ est celle des quatre cavités apicales.

L'échantillon doppler est positionné au centre de l'orifice mitral légèrement en avant de l'anneau, sur le versant ventriculaire des feuillets mitraux. La vitesse du flux mitral va en diminuant de l'extrémité des feuillets à l'anneau mitral. Le flux mitral antérograde normal chez un patient en rythme sinusal a un aspect en M. Il débute immédiatement après l'ouverture de la valve mitrale, avec une accélération rapide pendant la phase de remplissage ventriculaire passif jusqu'à un maximum, le point E. Suivant ce point, il existe ensuite une phase de décélération plus lente. Il subit ensuite une nouvelle accélération contemporaine de la contraction auriculaire jusqu'à une deuxième positivité, le point A, qui disparaît en cas de fibrillation auriculaire.

L'analyse du flux transmitral a de nombreuses applications, non seulement dans le cadre des valvulopathies mais également dans l'étude de la fonction diastolique du ventricule gauche. En effet, les paramètres susceptibles de modifier le flux mitral sont nombreux et comprennent, outre l'âge, la relaxation et la compliance ventriculaire gauches ainsi que les conditions de charge. L'enregistrement du flux mitral se fait en mode pulsé orienté par le doppler couleur, de façon à optimiser l'alignement entre le faisceau d'ultrasons et le flux de remplissage, le volume d'échantillonnage étant placé à l'extrémité des feuillets mitraux. Les paramètres habituellement recueillis sont l'amplitude de l'onde E, l'amplitude de l'onde A, le rapport E/A, l'évaluation du temps de relaxation isovolumétrique, le temps de décélération mitrale (TDM) et enfin la durée de l'onde A. Les valeurs habituellement observées chez un adulte d'âge moyen sont une vitesse de l'onde E comprise entre 50 et 90 cm/s, une vitesse de l'onde A entre 20 et 40 cm/s avec un rapport E/A compris entre 1 et 2, et un temps de décélération mitrale de 200 ± 20 ms. La mesure du temps de relaxation isovolumétrique est habituellement réalisée en utilisant le doppler continu orienté vers la chambre de chasse ventriculaire gauche, afin d'enregistrer sur un même tracé le click de fermeture du flux aortique et le click d'ouverture du flux mitral ou le début du flux transmitral. Les valeurs sont habituellement comprises entre 60 et 100 ms (< d'environ 20 ms lorsqu'on utilise l'intervalle entre le click aortique et le début du flux mitral, comparativement à l'intervalle compris entre les deux clicks de fermeture aortique et d'ouverture mitrale). Différents types de dysfonction diastolique du ventricule gauche ont pu être individualisés à partir de l'analyse du flux mitral [1] :

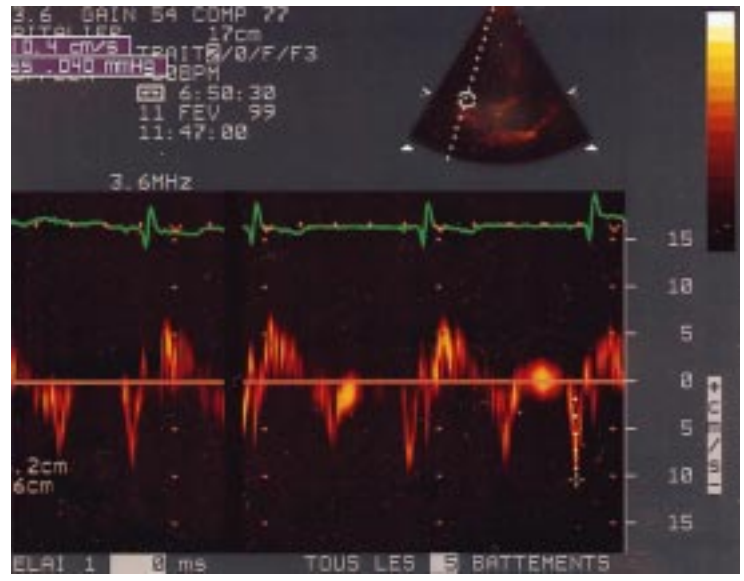
– l'anomalie de relaxation du ventricule gauche (type I d'Appleton) caractérisée par un rapport E/A < 1, un temps de relaxation isovolumétrique < 100 ms et un temps de décélération mitral allongé > 220 ms ;

– le type II, encore appelé flux mitral pseudonormal, est caractérisé par une anomalie de la relaxation mais associée à une élévation des pressions de remplissage responsable d'une augmentation de l'amplitude de l'onde E, aboutissant à la normalisation de l'aspect du flux mitral avec une onde E supérieure à l'onde A. La détection de cette anomalie repose sur l'analyse simultanée des autres paramètres permettant l'appréciation de la fonction diastolique ventriculaire gauche (flux veineux pulmonaire, vitesse de déplacement de l'anneau mitral) ;

– l'anomalie de compliance ventriculaire gauche (type III d'Appleton), encore appelée flux de type restrictif est caractérisée par une grande onde E, une petite onde A avec un rapport E/A > 2, le temps de relaxation isovolumétrique étant raccourci et le temps de décélération mitrale étant raccourci < 140 ms.

Ces trois types correspondent à des stades de gravité croissante et peuvent se succéder lors de l'évolution de la cardiopathie, avec augmentation progressive des pressions de remplissage.

À partir de l'incidence quatre cavités apicale, l'analyse du flux antérograde est ensuite complétée par un balayage de l'ensemble de la ligne de coaptation (échantillon doppler situé immédiatement en arrière des feuillets valvulaires), à la recherche d'une régurgitation.



13 *DTI de l'anneau mitral : flux triphasique avec une composante systolique positive et deux composantes diastoliques négatives.*

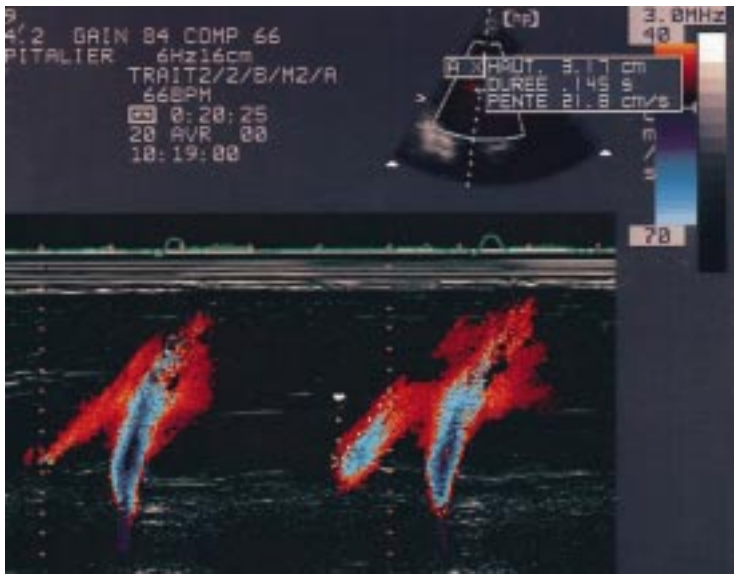
Lorsqu'un jet de régurgitation mitrale est détecté, on peut ensuite procéder à sa cartographie en mode doppler pulsé, en déplaçant l'échantillon dans l'oreillette gauche. La diffusion du doppler couleur a cependant largement supplanté cette technique pour l'étude des régurgitations.

Parmi les modalités d'introduction relativement récentes d'analyse de la fonction diastolique du ventricule gauche, une des plus intéressantes est indiscutablement l'analyse de la vitesse de déplacement de l'anneau mitral par le *doppler tissue imaging* (DTI). Cette vitesse de déplacement reflète l'allongement des chiffres myocardiques dans le plan longitudinal en diastole. Il s'agit normalement d'une cinétique triphasique *(fig 13)* avec une composante systolique positive et deux composantes diastoliques négatives (W par opposition au M mitral), l'onde Ea protodiastolique ayant une amplitude supérieure à l'onde Aa télédiastolique. La vitesse normale de l'onde Ea est supérieure à 8 cm/s, diminuée en cas de trouble de relaxation, et cet indice est utilisé pour détecter les flux mitraux pseudonormaux [18], ainsi que pour différencier les cardiomyopathies restrictives (onde Ea diminuée) des constrictions péricardiques (onde Ea normale).

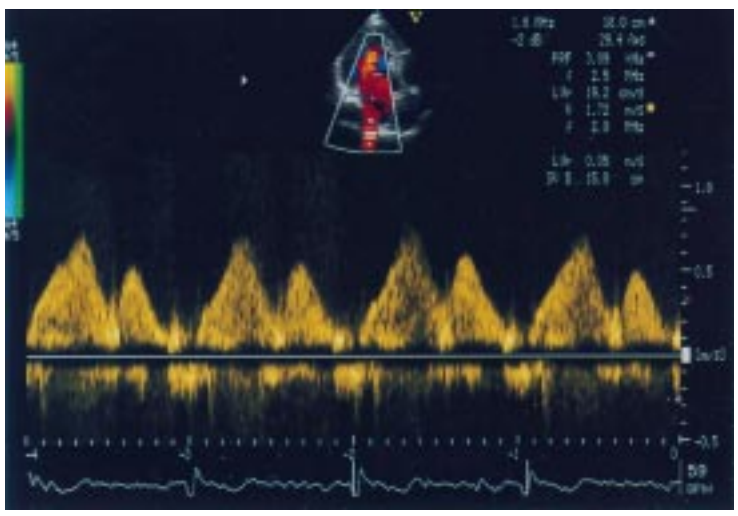
Une autre modalité d'étude de la fonction diastolique du ventricule gauche consiste à étudier la vitesse de propagation du flux mitral dans le ventricule gauche en utilisant le doppler couleur en mode TM. Cette vitesse de propagation en protodiastole (Vp) est un indice de relaxation ventriculaire gauche. En cas d'anomalie de la relaxation, un ralentissement de la vitesse de propagation du flux mitral se produit. Contrairement au doppler pulsé qui n'enregistre le flux qu'à un endroit précis, le mode TM couleur permet une analyse du flux de remplissage sur toute la longueur du ventricule gauche pendant la durée totale de la diastole. Contrairement au flux mitral, Vp semble peu influencée par le niveau de précharge. Deux méthodes d'analyse ont été proposées : la détermination de la pente du flux de remplissage précoce tracée manuellement [4] *(fig 14)* ; la deuxième méthode est plus complexe, et nécessite le recours à des logiciels spécifiques pour déterminer la vitesse de déplacement du flux entre les feuillets mitraux et la pointe du ventricule gauche [29]. La valeur normale de Vp est supérieure à 45 cm/s chez un adulte d'âge moyen.

- *Flux veineux pulmonaire*

Son recueil par voie transthoracique est possible chez une majorité de patients. L'utilisation du doppler couleur permet de repérer plus aisément le flux le plus facilement enregistrable, qui est habituellement celui de la veine pulmonaire supérieure droite (en échographie transœsophagienne, l'alignement optimal est



14 *Étude de la propagation du flux mitral dans le ventricule gauche en mode TM couleur.*

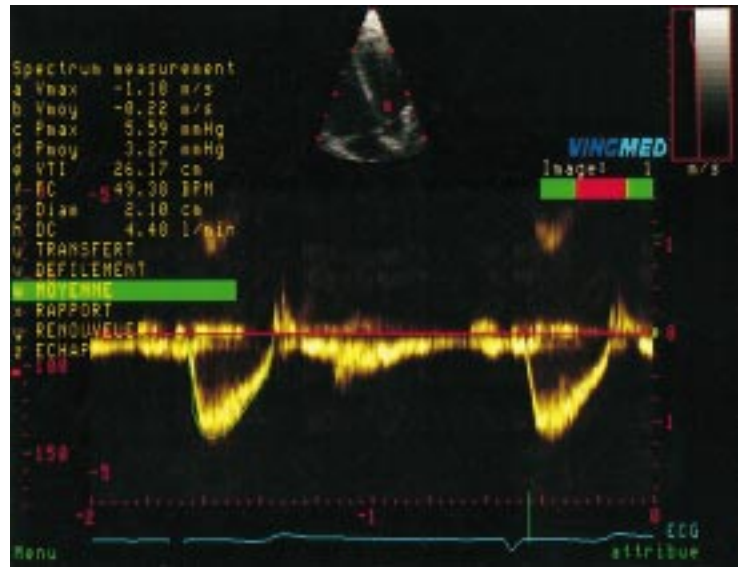


15 *Flux veineux pulmonaire normal d'allure triphasique avec une composante négative télédiastolique et deux composantes positives systolique et protodiastolique.*

habituellement obtenu avec la veine pulmonaire supérieure gauche). La morphologie habituelle est triphasique, avec une composante négative contemporaine de la contraction auriculaire et deux composantes positives, l'onde S systolique étant plus importante que l'onde D diastolique *(fig 15)*. La comparaison des durées du flux auriculaire antérograde mitral et rétrograde pulmonaire est un indice de mesure indirecte de la pression télédiastolique ventriculaire gauche, et l'étude du rapport ITV systolique / ITV diastolique permet une estimation indirecte de la pression de l'oreillette gauche [24]. Les valeurs normales pour un adulte d'âge moyen sont en rapport S/D > 1, un rapport ITV systolique / ITV systolique + diastolique > à 55 %, une amplitude de l'onde A inférieure à 35 cm/s, et une durée de l'onde A pulmonaire inférieure à celle de l'onde A mitrale. Les paramètres qui agissent sur le flux veineux pulmonaire sont nombreux : âge, pression de remplissage gauche, présence d'une fuite mitrale, arythmie complète par fibrillation auriculaire…

- *Valve aortique (fig 16)*

À partir de l'incidence précédente, le capteur doppler est angulé vers le haut, l'avant et la droite du patient, de façon à s'aligner avec la chambre de chasse ventriculaire gauche et l'aorte initiale. Avec une imagerie couplée au doppler, les incidences utiles à l'examen de la chambre de chasse ventriculaire gauche et à la valve aortique sont



16 *Flux d'éjection du ventricule gauche en systole (doppler pulsé).*

celles des cinq cavités apicale ou du grand axe apical (trois cavités). L'échantillon doppler pulsé est tout d'abord positionné quelques millimètres sous les sigmoïdes aortiques. Ceci permet de mesurer le débit sous-aortique (débit systémique en l'absence de régurgitation aortique et mitrale, et débit cardiaque en l'absence de régurgitation valvulaire gauche et de shunt). Les vélocités sous-aortiques sont également utiles à la quantification des régurgitations valvulaires. L'étude doppler pulsé sous-aortique est également utile à la détection des régurgitations aortiques. À partir des voies apicales, le flux sous-aortique apparaît négatif, avec une accélération rapide et une décélération plus lente.

La vélocité maximale sous-aortique chez l'adulte normal est comprise entre 0,7 et 1,1 m/s (chez l'enfant entre 0,7 et 1,2 m/s). L'étude du flux sous-aortique est particulièrement utile pour le calcul du débit systémique et le calcul de la surface orificielle aortique à partir de l'équation de continuité (cf supra).

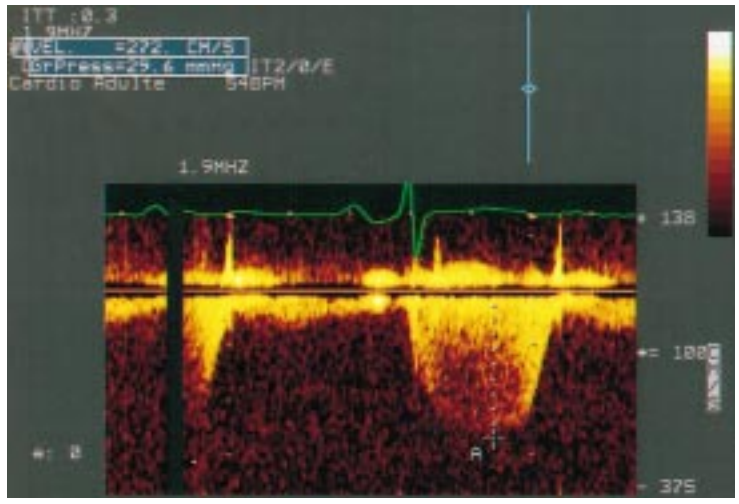
Lorsqu'une obstruction sous-aortique est suspectée (vélocités anormalement élevées dans la région sous-valvulaire), l'échantillon doppler est alors placé de façon plus apicale et déplacé progressivement vers les sigmoïdes aortiques, de façon à enregistrer une accélération brutale du flux (intraventriculaire dans la chambre de chasse) localisant ainsi la zone d'obstruction. L'obstruction sous-aortique est parfois suffisamment sévère pour générer des accélérations de flux dépassant les limites du doppler pulsé. Dans ce cas, il est alors utile de recourir au doppler continu.

- *Étude du flux tricuspidien*

Le flux tricuspidien antérograde (de plus faible vélocité que le flux mitral en raison de la plus grande surface valvulaire fonctionnelle de la tricuspide) est enregistré au mieux à partir d'une voie apicale. Cette voie apicale est légèrement modifiée par rapport à celle décrite plus haut, de façon à placer le capteur à l'apex du ventricule droit et à l'aplomb du point de coaptation des feuillets tricuspidiens. Par rapport à la voie apicale des quatre cavités, le capteur est déplacé légèrement vers la droite et le faisceau ultrasonore orienté en dedans et en avant.

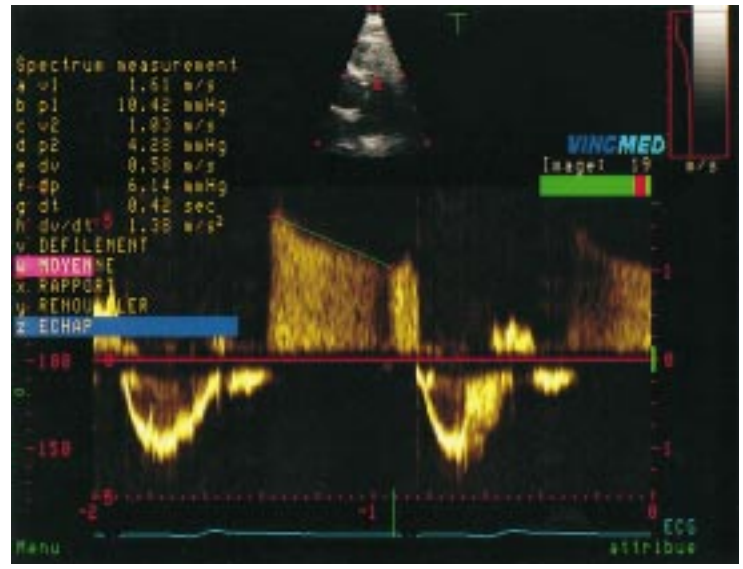
Comme tous les flux enregistrés au niveau du cœur droit, le flux tricuspidien subit les variations de retour veineux systémique liées aux mouvements respiratoires (les vélocités augmentent en inspiration).

Après enregistrement du flux tricuspidien antérograde, l'échantillon doppler est positionné légèrement en arrière du point de coaptation des feuillets tricuspidiens, à la recherche d'une insuffisance tricuspidienne (IT) *(fig 17)*. Cette recherche est facilitée par le doppler couleur qui permet de localiser l'origine de celle-ci, et de déterminer l'orientation du jet de façon à aligner sur celui-ci le



17 *Insuffisance tricuspide, doppler continu : vitesse maximale : 2,7m/s, soit un gradient ventricule droit-oreillette droite de 30 mmHg.*

18 *Coupe parasternale transverse de la base du cœur : insuffisance pulmonaire (IP), doppler couleur. AP : artère pulmonaire ; VD : ventricule droit ; Ao : aorte.*



19 *Doppler pulsé de la voie pulmonaire : flux d'éjection systolique (négatif) et flux d'insuffisance pulmonaire (positif).*

doppler continu. Une insuffisance tricuspide minime physiologique est fréquemment mise en évidence chez le sujet normal, mais le flux d'IT est sûr, d'autant plus facile à déceler qu'il existe une surcharge de volume et/ou de pression des cavités droites (IT fonctionnelle). L'écho de contraste permet d'améliorer la qualité de l'enveloppe des petites insuffisances tricuspides sur les machines dont le doppler manque de sensibilité.

En l'absence d'obstacle sur la voie pulmonaire, la vélocité maximale de l'IT permet le calcul de la pression systolique dans l'artère pulmonaire suivant l'équation de Bernouilli simplifiée (cf supra).

La pression auriculaire droite (POD) moyenne est estimée en fonction de l'état clinique du patient (absence d'insuffisance cardiaque congestive POD moyenne ≅ 5 mmHg, signes congestifs modérés POD moyenne ≅ 10, signes congestifs majeurs POD > 15 mmHg).

- *Étude doppler de la voie pulmonaire*

Le capteur est placé en position parasternale. L'échantillon de mesure est initialement positionné sous les valves pulmonaires, à la recherche d'un flux d'insuffisance pulmonaire qui peut être cartographié en doppler pulsé ou plus aisément en doppler couleur *(fig 18)*. Un flux d'insuffisance pulmonaire physiologique de faible extension spatiale et de faible vélocité est fréquemment retrouvé chez les sujets normaux, dans la mesure où les conditions d'observation s'y prêtent. En doppler pulsé ou continu, le flux d'insuffisance pulmonaire est positif, avec une décroissance initialement rapide puis plus lente en mesure télédiastolique *(fig 19)*.

Il subit une réaccélération télédiastolique (onde a) contemporaine de la contraction de l'oreillette droite. La vélocité télédiastolique de l'insuffisance pulmonaire (VTDIP) avant la survenue de l'onde a permet, en utilisant l'équation de Bernouilli simplifiée, d'évaluer la pression artérielle pulmonaire diastolique (PAPd) :

$$PAPd = 4\,(VTDIP)^2 + POD\ moy$$

(pression en mmHg et vélocités en m/s), où : POD moy est la pression auriculaire droite moyenne estimée en fonction de l'état clinique du patient [17].

En systole, le flux pulmonaire antérograde apparaît négativement, avec une morphologie identique au flux antérograde aortique. Comme pour le flux aortique, il est possible de calculer le débit pulmonaire, mais cette détermination se heurte, chez l'adulte, à l'imprécision de mesure du diamètre de l'anneau pulmonaire, compte tenu de la révolution latérale médiane des appareillages actuels.

- *Étude doppler des veines sus-hépatiques*

L'enregistrement doppler des veines sus-hépatiques est effectué lorsque l'on suspecte un trouble de remplissage ventriculaire droit, ou afin de quantifier le volume d'une insuffisance tricuspide. Il est obtenu à partir de l'incidence sous-costale, guidé par l'imagerie bidimensionnelle de façon à aligner le faisceau doppler avec une veine sus-hépatique proximale. La diastole débute par un flux négatif contemporain de la phase de remplissage passif, suivi d'un flux positif de plus faible amplitude lors de la contraction auriculaire. La systole est essentiellement représentée par un flux négatif contemporain du remplissage de l'oreillette droite lors de la relaxation. Un minime flux télésystolique positif peut inconstamment être observé. Il s'agit de flux de très faible vélocité nécessitant un réglage minimal des filtres.

- *Étude doppler de la crosse aortique*

Elle est effectuée à partir de la voie suprasternale. C'est la région isthmique qui présente le plus d'intérêt. L'étude peut être faite à l'aide de la sonde Pedoff dirigée vers le bas et légèrement en arrière et à gauche du patient, ou bien en doppler pulsé en positionnant l'échantillon de mesure après la naissance de la sous-clavière gauche. L'intérêt de ces mesures en pratique courante est surtout lié à la quantification des fuites aortiques et à la recherche de coarctation aortique.

Le flux antérograde systolique apparaît négativement et est suivi, en l'absence de trouble de compliance aortique, par un reflux positif protodiastolique de faible vélocité, lui-même suivi d'un flux positif antérograde mésodiastolique.

Comme pour les veines sus-hépatiques, il s'agit de flux de faible vélocité nécessitant un réglage minimal des filtres.

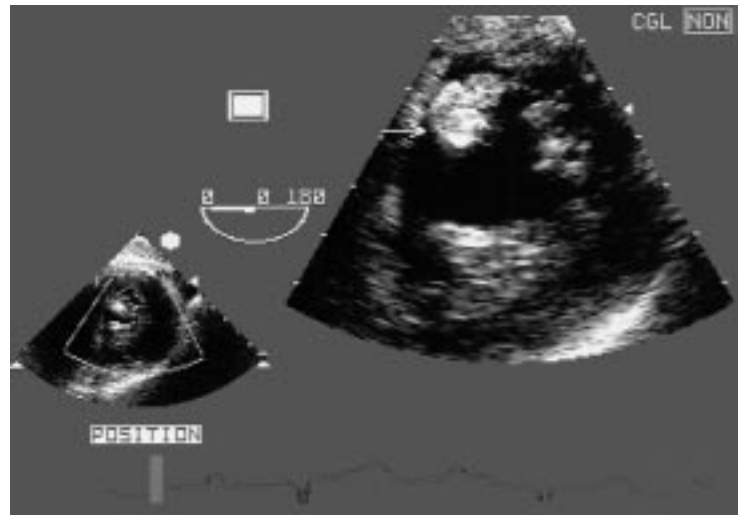
ÉCHOGRAPHIE TRANSŒSOPHAGIENNE

L'utilisation expérimentale de l'échographie par voie transœsophagienne remonte au milieu des années 1970 [9]. Les progrès technologiques depuis cette époque ont été nombreux et rapides avec la réduction de la taille des sondes, le développement de systèmes *phased-array* montés à l'extrémité d'un endoscope souple et incorporant le doppler spectral et couleur, toutes ces modifications expliquant le développement de la méthode [26]. Plus récemment, la mise au point de sondes biplan [3, 19, 23] et multiplan [8, 20, 30] a permis d'améliorer l'analyse du cœur et des gros vaisseaux, et d'ouvrir de nouvelles perspectives concernant notamment la reconstruction tridimensionnelle [2]. Nous ne reviendrons pas dans ce chapitre sur les conditions de déroulement de l'examen qui ont été traitées antérieurement dans cette revue [5]. Au plan technologique, nous rappellerons que les premiers matériels disponibles étaient des sondes monoplan de haute fréquence, habituellement de 5 MHz, fixées à l'extrémité d'un endoscope souple orientable dans deux plans perpendiculaires par l'intermédiaire de deux molettes, l'une autorisant des déplacements dans un plan antéropostérieur et l'autre dans un plan latéral. Ultérieurement ont été développées des sondes biplan comportant deux capteurs placés l'un au-dessus de l'autre à environ 1 cm de distance, et permettant de réaliser outre les coupes transverses classiques, des coupes perpendiculaires dans un plan longitudinal. Enfin, plus récemment, ont été mises sur le marché des sondes multiplan dont le capteur permet un balayage continu sur 180°, un indicateur situé sur l'écran de l'échographe permettant de connaître précisément l'angle du plan de coupe (0° correspondant au plan transverse, 90° au plan longitudinal). Par convention, les structures gauches sont à droite de l'écran et, comme en échographie transthoracique, les structures les plus proches de la sonde sont représentées au sommet de l'écran. Nous allons donc détailler les différents plans de coupe utilisés pour étudier le cœur et l'aorte thoracique.

■ *Coupe transgastrique*

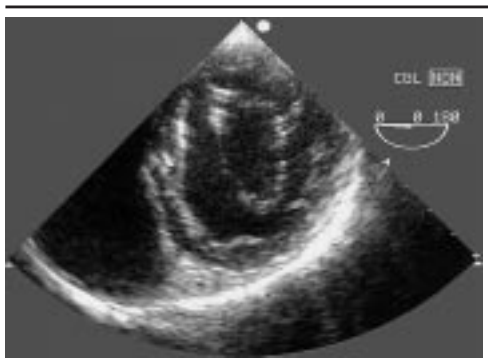
Plusieurs coupes peuvent être obtenues avec le capteur placé dans l'estomac. Le plan horizontal à 0° permet, par des mouvements d'antéflexion et de progression ou de retrait du fibroscope, d'obtenir différentes coupes petits axes des ventricules et plus particulièrement du ventricule gauche au niveau de la valve mitrale et des piliers de façon similaire à la voie transthoracique. Cependant, l'orientation par voie transœsophagienne est différente, dans la mesure où la source d'ultrasons est située en arrière du cœur ; dans ces conditions, la paroi postérieure du ventricule gauche, plus proche de la sonde se situe au sommet de l'écran ; la paroi antérieure plus distante est en bas de l'écran ; de même, le pilier postéromédian est situé en haut, et le pilier antérolatéral en bas de l'écran *(fig 20)*. En avançant légèrement le fibroscope dans l'estomac, il est possible d'obtenir une coupe apicale cinq cavités du ventricule gauche comparable à la coupe transthoracique, avec la pointe au sommet de l'écran, l'oreillette gauche en bas.

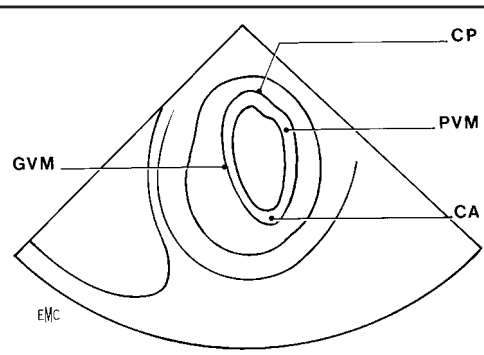
Au contraire, lorsque l'on effectue un retrait doux du fibroscope la sonde étant maintenue en antéflexion, le plan de coupe étant à 0°, il est possible d'obtenir une vue petit axe de la valve mitrale dont le



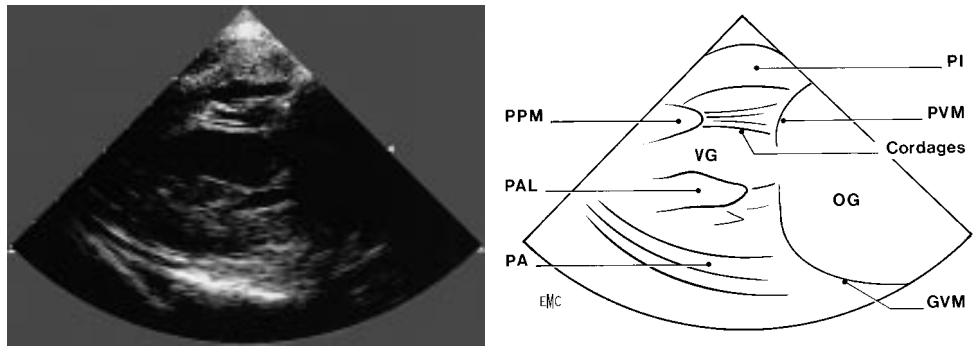
20 *Plan transverse, coupe transgastrique du ventricule gauche passant par les piliers de la valve mitrale, pilier postéromédian (PPM) en haut, pilier antérolatéral (PAL) en bas.*

grand axe est vertical avec la commissure postérieure en haut de l'écran et la commissure antérieure en bas, le feuillet antérieur étant à gauche et le feuillet postérieur à droite *(fig 21)*. Ce plan de coupe peut être également utile chez les patients ayant une prothèse mitrale, pour différencier les fuites intraprothétiques des fuites paraprothétiques. Dans un plan intermédiaire entre le plan horizontal et le plan longitudinal, il est possible d'étudier la paroi latérobasale du ventricule gauche et la partie distale du septum interventriculaire sur la gauche. À 90° du plan transverse, dans un plan longitudinal, apparaissent successivement de gauche à droite de l'écran la pointe du ventricule gauche, la paroi antérieure du ventricule gauche en bas et la paroi postérieure en haut, les deux piliers mitraux avec les cordages tendineux, les deux feuillets de la valve mitrale (l'antérieur en bas, le postérieur en haut), et enfin, l'oreillette gauche *(fig 22)*. À environ 130° du plan transverse, apparaît en bas de l'écran la chambre de chasse ventriculaire gauche, la valve aortique et la racine de l'aorte. Ce plan est intéressant pour enregistrer les flux tout au long de la voie d'éjection du ventricule gauche. Une rotation horaire de l'endoscope permet de documenter les cavités droites avec, de gauche à droite, la pointe du ventricule droit, l'appareil sous-valvulaire tricuspidien, la valve tricuspide et l'oreillette droite.

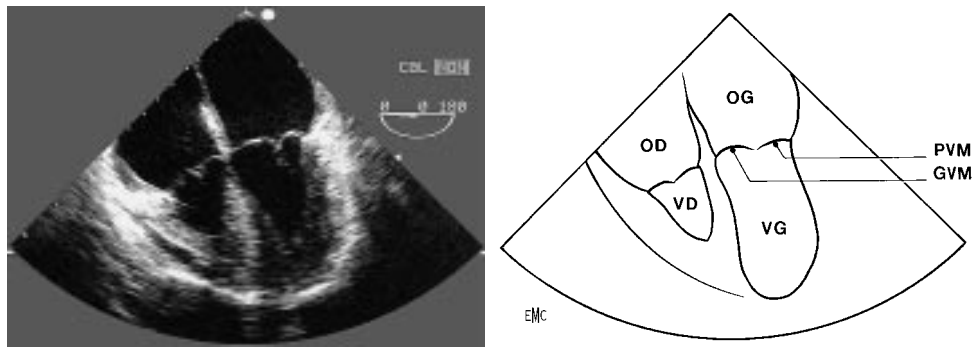




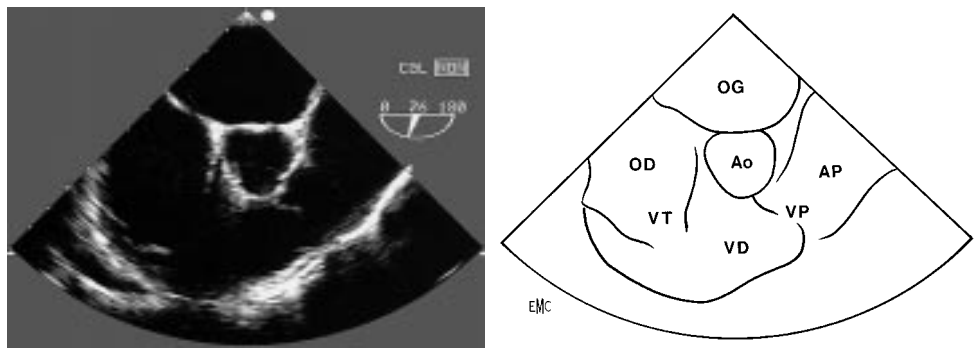
21 *Plan transverse, coupe transgastrique petit axe de la valve mitrale. CP : commissure postérieure ; PVM : petite valve mitrale ; CA : commissure antérieure ; GVM : grande valve mitrale.*



22 *Plan longitudinal, coupe transgastrique des cavités gauches. PI : paroi inférieure ; PVM : petite valve mitrale ; GVM : grande valve mitrale ; VG : ventricule gauche ; PAL : pilier antérolatéral ; PA : paroi antérieure ; OG : oreillette gauche ; PPM : pilier postéromédian.*



23 *Coupe des quatre cavités à la partie basse de l'œsophage, plan transverse. OG : oreillette gauche ; OD : oreillette droite ; VD : ventricule droit ; VG : ventricule gauche ; PVM : petite valve mitale ; GVM : grande valve mitrale.*



24 *Sonde multiplan, angle 75° par rapport au plan transverse : cavités droites (OD : oreillette droite ; VD : ventricule droit), anneau aortique (Ao), oreillette gauche (OG), tronc de l'artère pulmonaire (AP) ; VT : valve tricuspide ; VP : valve pulmonaire.*

■ *Coupe de la jonction œsogastrique*

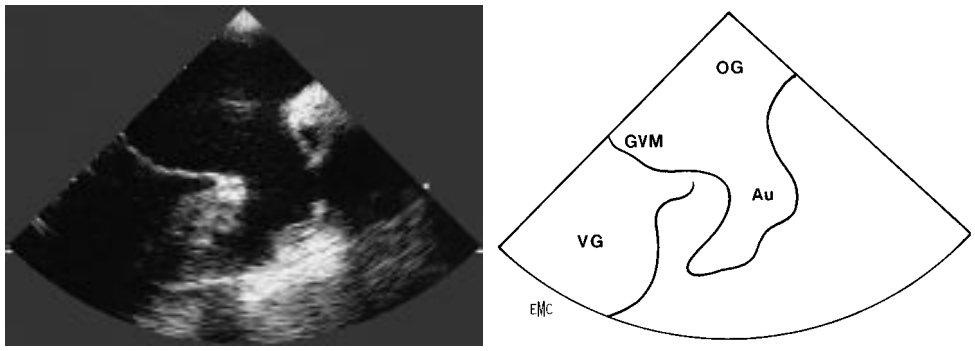
Le retrait du fibroscope au niveau de la jonction œsogastrique, associé à un mouvement de rotation horaire, permet dans un plan transverse de documenter les cavités droites, le sinus coronaire avec son abouchement dans l'oreillette droite, et les feuillets antérieur (le plus bas) et septal de la tricuspide. Lorsque le faisceau d'ultrasons est dirigé vers le plan longitudinal, la partie basse du septum interauriculaire, de même que les feuillets postérieur et septal de la tricuspide, peuvent être évalués. À environ 110° par rapport au plan transverse, il est possible d'étudier l'oreillette droite sur toute sa hauteur, de la veine cave inférieure située à gauche de l'écran avec la valvule d'Eustachi, à la veine cave supérieure située à droite de l'écran. Dans cette coupe, l'auricule droit est également documenté à la partie basse de l'écran, de même que le septum interauriculaire à la partie haute.

■ *Coupe à partir de la portion inférieure de l'œsophage*

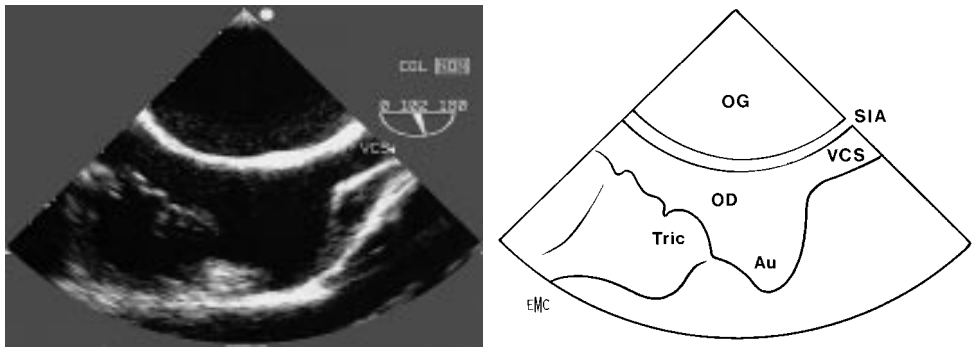
À ce niveau, la sonde étant à 0°, il est possible d'obtenir une coupe quatre cavités avec les cavités droites à gauche et les oreillettes au sommet de l'écran *(fig 23)*. Les deux valves auriculoventriculaires sont analysables, avec le feuillet antérieur de la valve mitral situé à la jonction entre le septum interauriculaire et le septum interventriculaire, et le feuillet postérieur situé latéralement et, de façon symétrique, les feuillets antérieur et septal de la valve tricuspide. Lorsque le faisceau d'ultrasons est déplacé vers le plan longitudinal, à environ 40/60° du plan transverse, sont visualisés, s'enroulant autour de l'anneau aortique de gauche à droite : l'oreillette droite, la valve tricuspide, les chambres de remplissage et d'éjection du ventricule droit, et la valve pulmonaire *(fig 24)*. Pour un angle compris entre 80 et 120° par rapport au plan transverse, apparaît une coupe deux cavités du cœur gauche avec le ventricule gauche en bas de l'écran, la paroi antérieure étant à droite et la paroi postérieure étant à gauche, l'oreillette gauche en haut de l'écran avec l'auricule gauche à droite (séparé de la veine pulmonaire inférieure gauche par un éperon musculaire) et la valve mitrale dont la configuration est inverse par rapport au plan transverse (le feuillet antérieur étant à droite de l'écran et le feuillet postérieur à gauche) *(fig 25)*. Des mouvements de rotation horaire ou antihoraire permettent de balayer l'ensemble de l'appareil valvulaire mitral d'une commissure à l'autre. La sonde étant orientée à environ 90°, une rotation progressive dans le sens horaire de l'endoscope permet de décrire successivement la valve mitrale, la chambre de chasse ventriculaire gauche, la valve aortique coupée tangentiellement, la chambre de chasse ventriculaire droite, avec le tronc de l'artère pulmonaire croisant l'aorte ascendante puis l'oreillette droite, avec la veine cave supérieure à droite, la veine cave inférieure à gauche, le septum interauriculaire et l'oreillette gauche en haut de l'écran *(fig 26)*.

■ *Coupes transœsophagiennes rétroauriculaires*

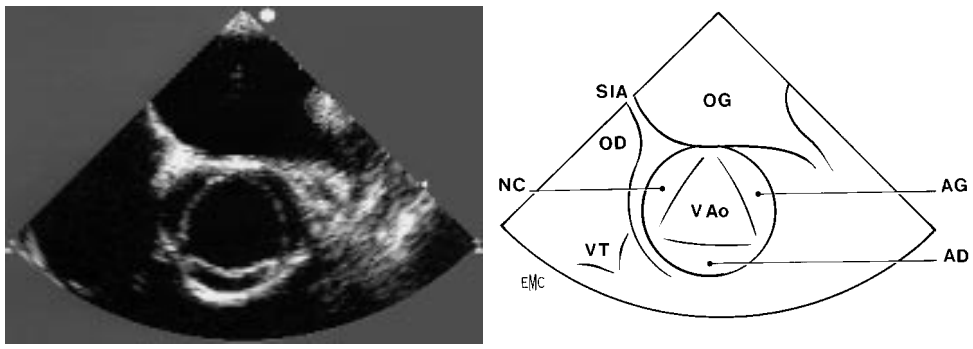
Ces coupes sont obtenues à partir des précédentes, en retirant légèrement le fibroscope dans l'œsophage. En position transverse, il est possible d'obtenir une coupe cinq cavités comparable à celle obtenue par voie apicale en échographie transthoracique, dégageant la chambre de chasse ventriculaire gauche, mais celle-ci n'est pas



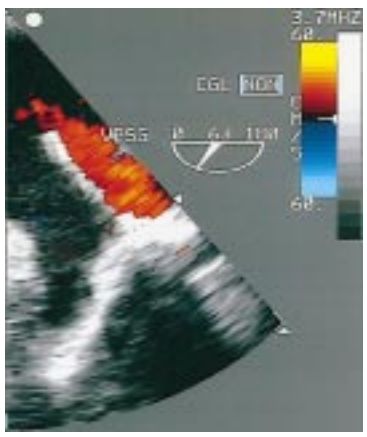
25 *Coupe longitudinale deux cavités du cœur gauche. OG : oreillette gauche ; GVM : grande valve mitrale ; VG : ventricule gauche ; Au : auricule gauche.*



26 *Coupe longitudinale des oreillettes. OG : oreillette gauche ; OD : oreillette droite ; SIA : septum interauriculaire ; Tric : valve tricuspide ; VCS : veine cave supérieure ; Au : auricule droit.*



27 *Coupe petit axe de la valve aortique (VAo), sonde multiplan, angle de 50° par rapport au plan transverse. SIA : septum interauriculaire ; OG : oreillette gauche ; OD : oreillette droite ; VT : valve tricuspide ; AG : sigmoïde antérogauche ; AD : sigmoïde antérodroite ; NC : sigmoïde non coronaire.*



28 *Coupe rétroauriculaire, sonde multiplan, angle de 60°, auricule gauche (Au) et veine pulmonaire supérieure gauche (VPSG).*

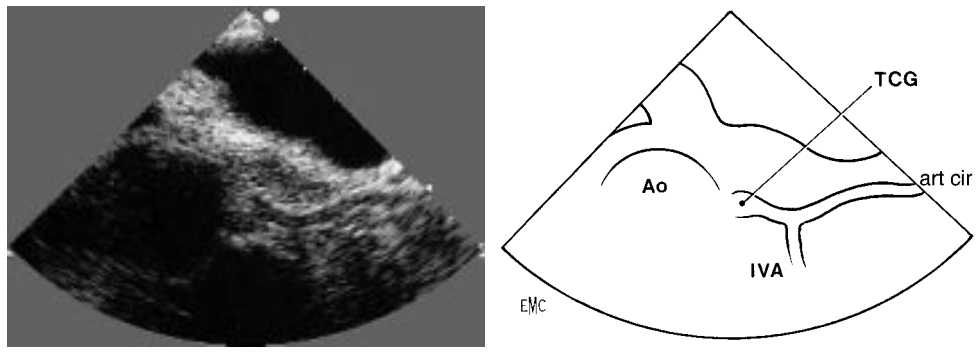
alignée avec le faisceau d'ultrasons. Pour un angle compris entre 30° et 60° du plan transverse, apparaît la valve aortique en petit axe, ce plan de coupe étant utilisé pour effectuer la planimétrie de l'orifice aortique *(fig 27)*. L'utilisation de l'échographie transœsophagienne (ETO) multiplan permet de sélectionner la meilleure incidence pour étudier complètement l'auricule, dont la forme et l'orientation sont très variables selon les patients *(fig 28)*. De la même manière, il est possible d'étudier sous plusieurs incidences le septum interauriculaire d'une veine cave à l'autre, avec la fosse ovale en son centre.

■ *Coupe basale à partir de la portion supérieure de l'œsophage*

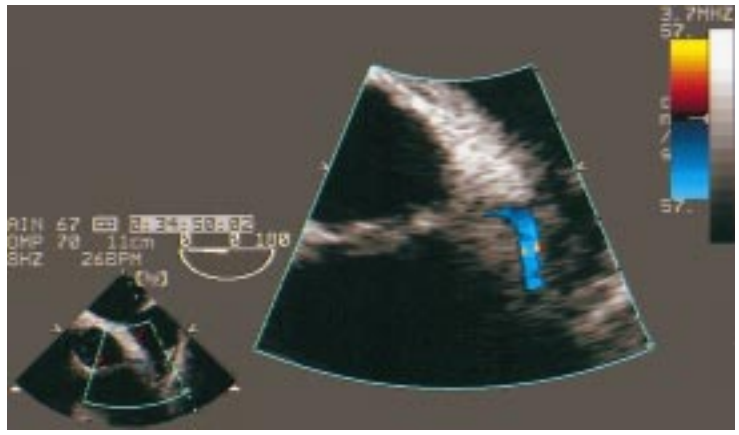
Un léger retrait du fibroscope, la sonde étant dans un plan transverse, permet de documenter l'aorte ascendante en petit axe qui a une forme circulaire et qui est située au milieu de l'écran, avec au-dessus d'elle le septum interauriculaire séparant l'oreillette gauche à droite de l'oreillette droite à gauche. Il est également possible, dans cette position de documenter une portion variable du tronc de la coronaire gauche avec la bifurcation en interventriculaire antérieure (IVA) qui descend au centre de l'écran et circonflexe située latéralement *(fig 29, 30)*. La coronaire droite est documentée de façon plus inconstante en position basse et antérieure *(fig 31)*. Le retrait de la sonde permet de dégager le tronc de l'artère pulmonaire de sa branche droite, situés respectivement à droite et en haut de l'aorte ascendante coupée dans son petit axe. En raison de l'interposition de la bronche souche gauche, l'origine de l'artère pulmonaire gauche est habituellement invisible.

■ *Aorte thoracique descendante et crosse aortique*

En effectuant une rotation de 180° de l'endoscope, il est possible de documenter l'aorte descendante. Une coupe transverse circulaire est obtenue à 0°, différentes coupes grand axe étant possibles lorsque la sonde est orientée vers le plan longitudinal. En retirant progressivement le fibroscope jusqu'à environ 25 à 30 cm des arcades dentaires, on visualise la crosse aortique avec le départ des gros vaisseaux de la base, et en particulier de l'artère sous-clavière gauche *(fig 32)*.



29 *Plan transverse, coupe basale centrée sur le tronc de l'artère coronaire gauche et sa bifurcation. TCG : tronc commun coronaire gauche ; Ao : aorte ; IVA : interventriculaire antérieure ; art cir : artère circonflexe.*



30 *Flux dans l'artère interventriculaire antérieure.*

31 *Artère coronaire droite (flèche).*

32 *Crosse aortique et artère sous-clavière gauche (flèche).*

En définitive, l'ETO permet d'étudier de façon particulièrement fine et précise la plupart des structures cardiaques, et en particulier celles qui sont postérieures (oreillettes, auricules, septum interauriculaire, aorte thoracique descendante).

Les sondes bi- et surtout multiplan permettent une meilleure appréciation morphologique des structures complexes comme la valve mitrale, une meilleure compréhension des relations spatiales entre ces différentes structures, de sélectionner le plan de coupe le plus approprié en fonction de la disposition anatomique, et enfin, de limiter les manipulations de la sonde, qui sont source d'inconfort pour le patient. Ces possibilités ouvrent la porte, pour le futur, à la reconstruction 3D. Les limites sont représentées par la taille des sondes, en particulier multiplan, et par la difficulté d'analyse des structures éloignées de l'œsophage (partie antérieure de l'anneau aortique) ainsi que du toit de l'oreillette gauche ou de la partie supérieure de la crosse aortique.

Références

[1] Appleton CP, Hatle LK, Popp RL. Relation of transmitral flow velocity patterns to left ventricular diastolic function: new insights from combined hemodynamic and doppler echocardiographic study. *J Am Coll Cardiol* 1988 ; 12 : 426-440

[2] Azevado J, Chapman J, Angelsen B, Simonetti J, Pandian NG. Three-dimensional reconstruction of the left ventricular cavity from transthoracic and multiplane transesophageal echocardiograms within minutes after echo examination. [abstract]. *Circulation* 1992 ; 86 : 1-529

[3] Bansal RC, Shakudo M, Shah PM. Biplane transesophageal echocardiography: Technique image orientation and preliminary experience in 131 patients. *J Am Soc Echocardiogr* 1990 ; 3 : 348-366

[4] Brun P, Tribouilloy C, Duval AM, Iserin L, Meguira A, Pelle G et al. Left ventricular flow propagation during early filling is related to wall relaxation: a color M-mode doppler analysis. *J Am Coll Cardiol* 1992 ; 20 : 420-432

[5] Cormier B, Dadez E. Échographie transœsophagienne. *Encycl Méd Chir* (Éditions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, Paris), 199211-023-A-10, Cardiologie

[6] Devereux RB, Lutas EM, Casale PN, Kligfield P, Eisenberg RR, Hammond IW et al. Standardization of M-mode echocardiographic left ventricular measurements. *J Am Coll Cardiol* 1984 ; 4 : 1223-1230

[7] Devereux RB, Reichek N. Echocardiographic determination of left ventricular mass in man: anatomic validation of the method. *Circulation* 1977 ; 55 : 613-618

[8] Flachskampf FA, Hoffmann R, Verlande M, Schneider W, Ameling W, Hanrath P. Initial experience with a multiplane transesophageal echo-transducer: assessment of diagnostic potential. *Eur Heart J* 1992 ; 12 : 1201-1206

[9] Frazin L, Talano JV, Stephanides L, Loeb HS, Kopel L, Gunnar RM. Esophageal echocardiography. *Circulation* 1976 ; 54 : 102-108

[10] Hatle L, Angelsen B. Doppler ultrasound in cardiology: physical principles and clinical applications. Philadelphia; Lea and Febiger, 1985

[11] Hatle L, Angelsen BA, Tromsdal A. Non invasive assessment of aortic stenosis by doppler ultrasound. *Br Heart J* 1980 ; 43 : 284-292

[12] Henry WL, DeMaria A, Gramiak R, King DL, Kisslo JA, Popp RL et al. Report of the american society of echocardiography committee on nomenclature and standards in two-dimensional echocardiography. *Circulation* 1980 ; 62 : 212-217

[13] Himelman RB, Stulbarg M, Kircher B, Lee E, Kee L, Dean NC et al. Noninvasive evaluation of pulmonary artery pressure during exercise by saline-enhanced doppler echocardiography in chronic pulmonary disease. *Circulation* 1989 ; 79 : 863-871

[14] Koren MJ, Devereux RB, Casale PN, Savage DD, Largh JH. Relation of left ventricular mass and geometry to morbidity and mortality in incomplicated essential hypertension. *Ann Intern Med* 1991 ; 114 : 345-352

[15] Lafitte S, Lasserre R, Couffinhal T, DosSantos P, Coste P, Roudaut R. Supériorité de l'imagerie de seconde harmonique pour les mesures échographiques des volumes ventriculaires gauches. Comparaison à l'angiographie. *Arch Mal Cœur* 1999 ; 92 : 867-877

[16] Lewis JF, Kuo LC, Nelson JC, Limacher MC, Quinones MA. Pulsed doppler echocardiographic determination of stroke volume and cardiac output. Clinical validation of two new methods using the apical window. *Circulation* 1984 ; 70 : 425-431

[17] Masuyama T, Kodama K, Kitabatake A, Sato H, Nanto S, Inoue M. Continuous wave doppler echocardiographic detection of pulmonary regurgitation and its application to non invasive estimation of pulmonary artery pressure. *Circulation* 1986 ; 74 : 484-492